

Evaluation der Teilkörperdosis des Personals in der interventionellen Kardiologie

Dissertation zur Erlangung des akademischen
Grades Dr. med. an der medizinischen
Fakultät der Universität Leipzig

eingereicht von:

Christian Manuel Seeber

geboren am 08.08.1986 in Suhl

angefertigt an der Medizinischen Klinik I der Universitätsklinik

Leipzig AöR: Abteilung für Kardiologie und Angiologie,

Abteilungsleiter: Prof. Dr. med. Dietrich Pfeiffer

Betreuer: Prof. Dr. med. Andreas Hagendorff

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom: 18.02.2014

Widmung

I. Widmung

Meinen Eltern Liane und Gerd Seeber gewidmet

II. Bibliographische Beschreibung

Seeber, Christian

Evaluation der Teilkörperdosis des Personals in der interventionellen Kardiologie

Universität Leipzig, Dissertation

63 S., 54 Lit., 16 Abb., 11 Tab.

Referat:

Mitte des Jahres 2009 wurden an 30 Tagen am neu installierten Herzkatheterarbeitsplatz der Abteilung für Kardiologie und Angiologie, der Klinik für Innere Medizin Messungen durchgeführt um die Exposition von Untersucher und assistierender Pflegekraft während koronarangiographischer und –interventioneller Prozeduren an einer der modernsten Herzkatheterarbeitsplätze zu erfassen. Dazu wurden an 8 Körperteilen des Untersuchers und Assistenzpersonals (jeweils Auge, Schulter, Handrücken und Unterschenkel beidseits) Thermolumineszenzdosimeter angebracht und diese dann nach einem Untersuchungstag ausgewertet.

Bei den Ergebnissen stellte sich heraus, dass die empfohlenen jährlichen Expositionswerte unter den vorherrschenden Bedingungen nicht erreicht werden und die Arbeit an einem modernen Herzkatheterarbeitsplatz als sicher gilt. Jedoch ist das Strahlenfeld als solches sehr inhomogen und weist auch starke Schwankungen je nach Art der Untersuchung, der Erfahrung des Untersuchers und auch der Komplexität des Falles auf. Desweiteren muss beachtet werden, dass die technischen Neuerungen der letzten Jahre erheblich zur Verminderung der Exposition geführt haben und somit an älteren Anlage eine Überschreitung der jährliche empfohlenen Teilkörperdosis als wahrscheinlich gilt.

III. Inhaltsverzeichnis

I. Widmung	I
II. Bibliographische Beschreibung.....	II
III. Inhaltsverzeichnis	III
1. Einleitung	1
2. Material und Methodik	4
2.1 Moderne bildgebende Verfahren	4
2.2 Die Herzkatheteruntersuchung	7
2.3 Dosimetrie	11
2.4 Thermolumineszenzdosimetrie	14
2.5 Versuchsanordnung	17
3. Analyse und Ergebnisse	25
3.1 Untersuchungszeitraum	25
3.2 Gemessene Dosis pro Tag	25
3.3 Standardisierung von Eingriffen.....	30
3.4 Normierung der Messpopulation.....	32
3.5 Einflussgröße Zugangsweg	38
3.6 Vergleich zwischen mono- und biplanem Herzkatheterarbeitsplatz	40
3.7 Nachweisgrenze der Thermolumineszenzdosimeter	41
4. Diskussion.....	43
4.1 Einordnung der Dosisgröße.....	43
4.2 Das moderne Herzkatheterlabor.....	45
4.3 Besteht ein biologischer Effekt durch repetitive, niedrige Dosen ionisierender Strahlung?	49
5. Zusammenfassung.....	52

6.	Literaturverzeichnis	55
7.	Erklärung über eigenständige Abfassung der Arbeit.....	60
8.	Lebenslauf.....	61
9.	Danksagung	63

1. Einleitung

Die Folgen der koronaren Herzerkrankung, Myokardinfarkt, Remodelling des Myokards und Herzinsuffizienz, sind Ursache von Mortalität und Morbidität in einer älter werdenden Population in den Industrienationen.

In der Diagnostik der kardiovaskulären Erkrankungen spielt daher die Herzkatheteruntersuchung eine zentrale Rolle.

Die Koronarangiographie - und die konsekutiven therapeutischen Eingriffe am Koronarsystem - sind die am meisten durchgeführten radiologischen Prozeduren. Durch Verbesserung der Kathetertechnik sowie der Untersuchungsmaterialien konnten periinterventionelle Komplikationen kontinuierlich gesenkt werden. Die Indikationsstellung zur interventionellen Therapie der koronaren Herzerkrankung im Vergleich zur konventionellen operativen Revaskularisierung ist durch die Implantation von Gefäßstützen (Stents) stetig erweitert worden, sodass derzeit nur noch bei langstreckiger Hauptstammstenose und schwerer koronarer Dreigefäßerkrankung die primäre Indikation zur Bypass Operation besteht [Bundesärztekammer, 2012].

Die Anzahl von Herzkatheteruntersuchungen hat in den letzten Jahren stetig zugenommen [Pantos et al, 2009]. Dieser gesteigerte Bedarf der kardiologischen Katheteruntersuchung ist sowohl durch die zunehmende Häufigkeit koronaren Herzerkrankung beim älteren Patienten, als auch durch ökonomische Aspekte in den Gesundheitssystemen der Industrienationen begründet. Die höhere Anzahl der Katheteruntersuchungen führt zu längeren Arbeitszeiten von interventionell tätigen Kardiologen im Katheterlabor. Damit steigt aber auch das Risiko von möglichen, strahleninduzierten Folgeschäden durch die kontinuierliche, lebenslang bestehende und zunehmende Exposition gegenüber ionisierender Strahlung. Die Einhaltung der Strahlenschutzvorschriften und damit die Überwachung der Strahlenhygiene obliegen jedem Krankenhaus selbst. In diesem Zusammenhang existieren zwar Empfehlungen zur Umsetzung mit angegebenen, noch vertretbaren Dosisgrenzwerten; ein nationales Register, an dem sich kardiologischen Abteilungen mit Katheterlaboratorien beteiligen, um die akquirierten Daten der Dosimetrie im

Einleitung

Vergleich auszuwerten, gibt es jedoch nicht [Mundigl, 2011], obwohl dies sicherlich wünschenswert ist.

Die Entwicklung maligner Erkrankungen (aber auch nichtmaligner Erkrankungen, wie z. B. die Katarakt), ist ein wichtiger Aspekt der Folge einer erhöhten Exposition gegenüber Röntgenstrahlen [Limacher et al, 1998].

Der Anlass dieser Arbeit war somit die Evaluation der allgemeinen strahlenhygienischen Bedingungen im Herzkatheterlabor des Universitätsklinikums Leipzig AöR. Im Zuge des Neubaus des konservativen Klinikums des Universitätsklinikums Leipzig AöR 2009 wurden in der Abteilung für Angiologie und Kardiologie zwei moderne interventionelle Arbeitsplätze installiert. Somit konnten in dieser Dissertationsarbeit Messungen von Teilkörperstrahlendosen an einer der modernsten Herzkatheterarbeitsplätze, die derzeit zur Verfügung stehen, erfasst werden.

Der wesentliche Fortschritt der neuen Herzkatheterarbeitsplätze besteht in der Einführung der digitalen Bildgebung. Somit wird eine sensitivere Detektionsmethode angewandt, die demzufolge auch strahlungsärmer arbeitet [Cowen, Davies, Sivananthan, 2008]. Weitere Entwicklungen betrafen die Ergonomie des Arbeitsplatzes und auch das Vorhandensein von zusätzlich justierbaren Bleischirmen. All diese Merkmale kennzeichnen die neuen Katheterarbeitsplätze des Universitätsklinikums Leipzig AöR aus.

Die zentrale Fragestellung war, ob die empfohlenen jährlichen Grenzwerte der Teilkörper Exposition bei der Strahlenbelastung der Untersucher an den neuen Arbeitsplätzen eingehalten werden. Desweiteren wurde ein Vergleich mit Daten bereits publizierter Arbeiten zur Strahlenexposition des Katheterpersonals durchgeführt.

Ein solcher Vergleich ist jedoch nicht einfach. Zum einen ist jede Intervention mit einer beliebig anderen Intervention in Bezug auf die Expositionswerte aufgrund der individuellen Anforderungen der jeweiligen Intervention nicht vergleichbar und somit ist eine Standardisierung der Eingriffe untereinander schwer möglich. Auch bei einer Analyse der Strahlenexposition mit unterschiedlichen Dosimetrieverfahren kann sich ein objektiver Vergleich zwischen den Katheterlaboren nicht zustande kommen. Weitere Faktoren, die neben den Auswertemodalitäten eine Rolle bei der Messung

Einleitung

der Strahlenexposition spielen, sind die individuelle Arbeitsweise des jeweiligen Interventionalisten und die Strahlenschutzvorkehrungen und deren Einhaltung in dem jeweiligen Labor [Pantos et al, 2009].

Ein Grundkonzept des Strahlenschutzes ist die EURATOM Richtlinie von 1997. Sie beschreibt das „ALARA“ Prinzip (as low as reasonable achievable). Danach ist generell die Exposition gegenüber ionisierender Strahlung so gering wie möglich zu halten, um die damit verbunden Folgen zu minimieren [Limacher et al, 1998]. Nach diesen Richtlinien ist eine Methode, die keine Strahlenexposition hat, und einer radiologischen Methode gleichwertig anzusehen ist oder sogar minderwertig, jedoch mit einem potentiell aussagekräftigen Ergebnis, vor der radiologischen Methode mit einer Strahlenexposition anzuwenden. Dies ist insbesondere in der kardiologischen Diagnostik von Bedeutung, da bei stabiler koronarer Herzerkrankung ein nichtinvasiver Ischämienachweis vor einer invasiven Diagnostik durchgeführt werden sollte. Zu diesen nicht-invasiven Ischämienachweisen gehören in erster Linie das Belastungs-Elektrokardiogramm und die Stress-Echokardiographie. Nach dem "ALARA"-Prinzip bzw. der EURATOM Richtlinie von 1997 ist aktuelle Koronardiagnostik mittels Computertomographie als äußerst kritisch zu bewerten.

Strahlenhygiene ist eine generelle Überprüfung der eigenen Arbeitsweise. Hierbei sollten bestehende funktionierende Schutzmaßnahmen und Arbeitsweisen gefördert und Schwachstellen des Strahlenschutzes im Arbeitsprozess aufgedeckt und eliminiert werden.

Durch aktuelle politische Gegebenheiten (auch außerhalb des medizinischen Bereichs, beispielsweise durch die Katastrophe im Atomkraftwerk Fukushima oder auch durch die politische Diskussion um die „Energiewende“) ist die Aufmerksamkeit für den Strahlenschutz für Patient und Personal in den vergangenen Jahren größer geworden. Objektivierbare Messungen werden jedoch bisher nicht durchgeführt. Somit ist Strahlenschutz eine individuelle Herausforderung für Strahlenexponierte und jeder sollte bemüht sein, seinen Blick für eine mögliche Strahlengefährdung zu schärfen und bezüglich der vorhandenen Schutzmaßnahmen so effektiv wie möglich zu arbeiten.

2. Material und Methodik

2.1 Moderne bildgebende Verfahren

Bei der Durchführung diagnostischer und therapeutischer radiologischer Verfahren, besteht immer der Anspruch des Untersuchers eine optimale Bildqualität unter minimaler Strahlenexposition für Patient und Personal zu erreichen [Hirshfeld et al, 2005].

Röntgenstrahlen sind elektromagnetische Wellen, die in *Energieportionen* (Photonen) vermittelt werden. Sie entstehen bei der Interaktion zwischen hoch energetisch beschleunigten Elektronen und einem Zielatom. Dabei wird 99% der Energie in thermische Energie umgewandelt und nur ein kleiner Anteil sorgt für die Freisetzung eines Röntgenphotons. Das Spektrum der Strahlung ist von der Anodenspannung abhängig (typischerweise 10 keV bis 150 keV) [Hirshfeld et al, 2005]. Nach Verlassen der Röntgenröhre werden mittels eines Metallfilters niedrig energetische Photonen gefiltert, um den Röntgenstrahl „aufzuhärten“. Die Größe des Röntgenstrahls wird mittels Blenden variiert [Martin, 2008].

In modernen Röntgenröhren kann man zwischen kontinuierlicher und gepulster Röntgenerzeugung auswählen. Bei der moderneren Methode des gepulsten Röntgenstrahls wird nur alle 5 bis 20ms ein mittel- bis hochenergetischer Röntgenstrahl erzeugt. Dadurch werden Bewegungsartefakte („Blur“ - Effekt) vermindert. Über eine Reduktion der Pulsfrequenz von üblicherweise 30 /s auf bis zu 7,5 /s kann die abgegebene Dosis bei Erhalt der Bildqualität vermindert werden [Cowen, Davies, Sivananthan, 2008].

Die Bildgebung wird über die Wechselwirkung mit Materie realisiert. Dabei spielt vor allem der *photoelektrische Effekt* (ein Röntgenphoton wird vollständig absorbiert und löst ein Elektron aus der äußeren Atomhülle des Zielatoms aus), für die Absorption im Bild die wesentliche Rolle. Der *Compton Effekt* (es wird ein schwach gebundenes Elektron freigesetzt und das Photon mit niedriger Energie gestreut) wird als Ursache für die Streustrahlung angesehen. Der jeweilig resultierende Effekt ist abhängig von der Röntgenphotonenergie, Atomzahl, der physikalischen Dichte und der Dicke des

Materials. Generell steigt die Durchdringungskraft mit steigender Photonenenergie [Hirshfeld et al, 2005].

Bei der Bildentstehung wird ein erzeugter Röntgenstrahl durch Interaktion mit den verschiedenen Arten der Gewebe des Patienten moduliert und verändert so die Strahlenintensität. Dieser trifft dann auf ein Detektorsystem, das für die Bildumwandlung verantwortlich ist. Dieser Prozess wird mittels gerätespezifischer Programme für die Belichtungsautomatik optimiert. Die Bildumwandlung findet konventioneller weise mittels Bildverstärker und einem Videokamerasystem statt. Über weitere Zwischenschaltung von Linsen, kann das letztlich übertragene Signal auf einem Monitor betrachtet werden. Moderne Anlagen wandeln den Röntgenstrahl direkt mittels eines Flachdetektorsystems in ein digitales Signal und somit ein Bild um [Hirshfeld et al, 2005]. Speziell auf dem Gebiet der Detektion des den Patienten penetrierenden Signals sind in den letzten 20 Jahren erhebliche Entwicklungen vollzogen wurden, die bei einer erhöhten Sensitivität und damit verbesserten Bildqualität die Eingangsdosisleistung erheblich reduzieren können. Diese Detektoren nutzen den Effekt der Röntgenstrahlung auf spezifische Metalle wie z.B. Caesium. Photonen und damit Licht werden nach der Interaktion mit dem Detektormetall freigesetzt. Dieses Lichtsignal wird wiederum in ein elektrisches Signal umgewandelt, um so ein Korrelat für eine Bildinformation zu erzeugen [Cowen, Davies, Sivananthan, 2008]. Aufgrund der hohen Empfindlichkeit der Detektormaterialien ist die Dicke des Detektors wesentlich höher, wodurch gleichzeitig eine gute räumliche Auflösung realisiert wird. Erheblich stärkere Detektordicken (bis zu 1000µm) nutzt die direkte Umwandlung von Röntgenstrahlen in ein elektrisches Signal. Hierbei müssen andere Detektormaterialien verwendet werden, wie z.B. Silicium. Dabei zeigen sich jedoch keine Vorteile im Vergleich zur konventionellen Methode der indirekten Umwandlung über ein Lichtsignal [Cowen, Davies, Sivananthan, 2008]. Der dynamische Umfang ist der Quotient aus maximaler und minimal detektierbarer Dosis. Diese ist bei den digitalen Detektoren um das 10fache höher als bei herkömmlichen Bildumwandler. Damit wird wesentlich besserer Kontrast und Detailreichtum erzeugt. Aufgrund der quadratischen Bauweise digitaler Systeme treten keine geometrischen Verzerrungen auf. Auch deswegen ist die Helligkeit des Bildes im Zentrum und an den Rändern gleich. Im Gegensatz zum Bildumwandler mit mehreren energetischen Übertragungsschritten (Bildverstärker, Linsen, Videokamerasystem, Monitor) erfolgt die Umwandlung des

Informationssignals zur Bildinformationen lediglich über einen bis zwei Schritte. Dadurch bleibt vor allem der Kontrast weitgehend erhalten [Cowen, Davies, Sivananthan, 2008].

Insgesamt führt die digitale Bilderzeugung durch empfindlichere Detektoren zu einer besseren Auflösung und niedrigeren Dosiswerten als frühere radiologische Anlagen. Der Helligkeitsumfang des Bildes ist zudem größer. Das Bild kann weiterhin nach der Rohdatenakquisition bearbeitet und dadurch optimiert werden [Martin, 2008]. Zukünftig sollen noch empfindlichere Detektoren mit weniger Rauscheffekten entwickelt werden. Die dreidimensionale Darstellung mithilfe von Computerprogrammen soll vor allem in der interventionellen Angiologie bei der Therapie komplizierter Stenosierungen hilfreich sein [Cowen, Davies, Sivananthan, 2008].

Über die Kopplung digitaler Detektorsystemen mit einer automatischen Belichtungsautomatik der Röntgenanlage ist es möglich, bei einer hohen Patientendicke die Bildqualität bei gleichzeitig akzeptabler Strahlenbelastung zu erhalten [Interventionelle Radiologie, Empfehlung der Strahlenschutzkommission, 2007].

Bei der Bildakquisition muss zwischen Durchleuchtung und Aufnahme von radiographischen Serien unterschieden werden. Bei der *Durchleuchtung* wird durch die geringere Eingangsspannung ein qualitativ schlechteres und verrauschteres Bild erzeugt, die jedoch trotzdem den gewünschten und damit relevanten Informationsgehalt ermöglichen. Durch die geringere Eingangsspannung ist auch die Eingangsstrahlendosis geringer. Bei der *Radiographie* werden höhere Ansprüche an die Bildqualität gestellt, um auch einzelne unbewegte Bilder auswerten und interpretieren zu können, was wiederum in einer höheren Eingangsdosisleistung resultiert [Hirshfeld et al, 2005]. Somit ergeben sich bis zu 30fach höhere Strahlenexpositionen für den Untersucher während radiographischer Aufnahmen im Vergleich zur Durchleuchtung [Vano et al, 2009].

Es stehen verschiedene technische Lösungen zur Minimierung der Strahlenexposition für Patienten und Untersucher zur Verfügung. Hierzu gehören:

- Variierung der Pulsrate fluroskopischer Aufnahmen von 30 bis 0,5 Pulse/s und radiographischen Bildrate von 30 bis 7,5 Bilder/s
- Räumliche Modulation des Röntgenstrahls durch Einblendung auf die nur wesentlichen Strukturen
- Virtuelle Einblendung (keine Aktivität der Röntgenröhre nötig um das Maß der Einblendung einzuschätzen)
- Einsatz moderner Bilderzeugungssystemen und Bildempfängern mit "Last Image Hold" (das zuletzt aufgenommene Bild kann auf einem separaten Monitor dargestellt werden, um als Anhaltspunkt zum Manövrieren des Katheters oder Drahtes zu dienen) und "Last Image Run" (analog wird hier eine Videosequenz dargestellt) Funktion
- Moderne Bildwiedergabe- und Dokumentationssysteme
- Filterautomatiken
- Strahlenschutzmittel (persönliche Schutzkleidung und geräteintegrierter Streustrahlenschutz)
- indirekte Strahlenschutzmittel (Dosisflächenprodukt -anzeige, Personendosimeter, Ringdosimeter)

[Nickoloff et al 2007; Interventionelle Radiologie, Empfehlung der Strahlenschutzkommission, 2007; Hirshfeld et al, 2005].

2.2 Die Herzkatheteruntersuchung

Die Herzkatheteruntersuchung ist aktuell der Goldstandard zur Untersuchung der koronaren Herzkrankheit. Die Indikation zur invasiven Diagnostik ist die akute Beschwerdesymptomatik (Angina pectoris, Myokardinfarkt) oder die chronisch koronare Herzerkrankung mit Ischämienachweis. Eine stressinduzierte Ischämie kann durch elektrokardiographische Veränderungen bei der Ergometrie, induzierbaren Wandbewegungsstörungen bei der Stress- Echokardiographie oder Hypoperfusion bei der Myokardszintigraphie dokumentiert werden. Die

echokardiographische Stressuntersuchung ist aufgrund der hohen Sensitivität gegenüber der Ergometrie und der fehlenden Strahlenbelastung im Vergleich zur Szintigraphie den anderen Verfahren bei entsprechender Qualifikation des Untersuchers vorzuziehen.

Eine Untersuchung der Koronararterien mittels Herzkatheter ist ein invasiver Eingriff mit entsprechend potentiellen Komplikationen für den Patienten. Deshalb ist die Indikation zur invasiven Diagnostik streng zu stellen. Grundsätzlich gilt, dass auch für den Untersucher jede unnötige Herzkatheteruntersuchung eine unnötige Exposition gegenüber Röntgenstrahlen darstellt. [Erdmann, 2005]

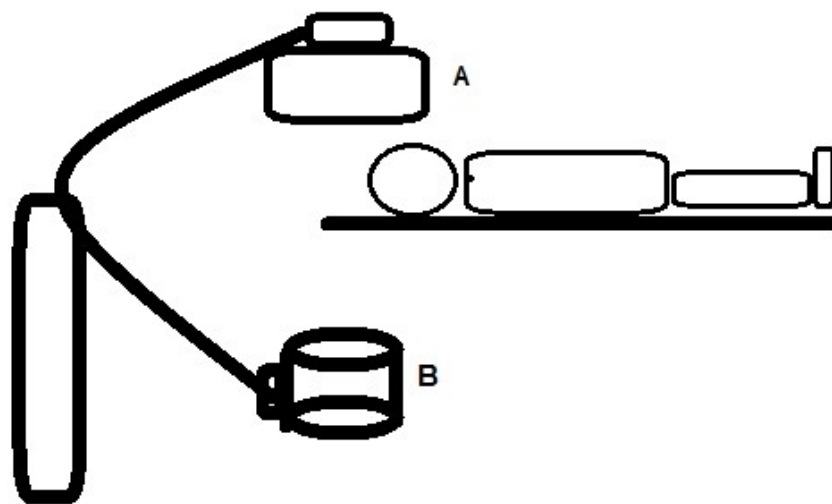


Abbildung 1 Anordnung des C- Bogengerätes: A- Röntgendetektor B- Röntgenröhre

Die Herzkatheteruntersuchung wird in speziell konstruierten Röntgenanlagen durchgeführt (siehe Abbildung 1). Dabei befinden sich ein bis zwei C- Arm Röntgenröhren, die in verschiedenen Angulationen um den Patienten bewegt werden können. Der Patient selbst liegt in Rückenlage auf dem Untersuchungstisch und verändert seine Neigung während der Untersuchung nicht. Die verschiedenen Projektionen sind nach Position des Bildverstärkers benannt. Ziel ist es, so wenig wie möglich, aber so viele Aufnahmen wie nötig zu akquirieren, um jeden Abschnitt des Gefäßes in 2 Ebenen hinsichtlich relevanter Gefäßverengungen beurteilen zu können. Dabei unterscheidet man grundsätzlich die "Right Anterior Oblique" (RAO) Position, bei der sich der Bildverstärker rechts vom Patienten befindet. Entgegen dazu steht die "Left Anterior Oblique" (LAO) Position, bei der das Detektorsystem links vom Patienten steht. Zusätzlich kann der Bildverstärker kranialisiert und

kaudalisiert werden. Es ist offensichtlich, dass extrem kraniale Einstellungen wie z.B. zur Darstellung der Abgänge von Diagonal- und Septalästen aus dem Ramus interventricularis anterior die Röntgenröhre unter den mittleren Körperbereich des Patienten bringen und damit die Strahlenquelle näher am Untersucher ist, was natürlich zu höheren Teilkörperexposition führt. Die Befundung wird mittels der Einteilung des Koronarbaums der American Heart Association von 1975 (siehe Abbildung 2) vorgenommen. Bei entsprechenden Verengungen kann eine Therapie mittels Stentimplantation erfolgen um den Gefäßabschnitt wieder zu eröffnen, die Myokardperfusion zu verbessern und die Symptomatik des Patienten zu beseitigen [Erdmann, 2005].

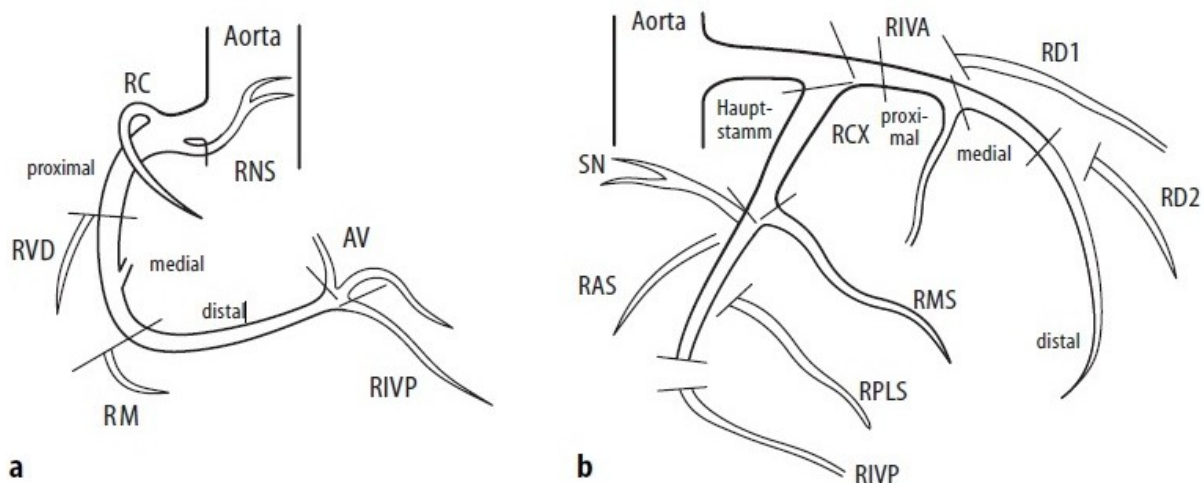


Abbildung 2 Segmentale Einteilung der Koronararterien durch die American Heart Association (1975). a RCA Rechte Koronararterie: RIVP R. interventricularis posterior. b Linke Koronararterie: RIVA R. interventricularis anterior, RD1 R. diagonalis 1, RD2 R. diagonalis 2, RCX R. circumflexus, SN Sinusknotenarterie, RMS R. marginalis, RAS R. atrialis sinister, RPLS R. posterolateralis, RIVP R. interventricularis posterior [Erdmann, 2005]

Zum dosissparenden Betrieb einer Herzkatheteranlage empfiehlt die Strahlenschutzkommission zur Interventionellen Radiologie im November 2007 neben dem persönlichen Strahlenschutz wie Bleigummischürzen, Schilddrüsenschutz und Bleiglasbrillen und dem gerätebezogenen Strahlenschutz auch die Minimierung der Untersuchungszeiten. Durch fernbedienbare Injektoren, einen geeigneten Zugang und daraus resultierend eine optimale Position bei der Katheterisierung sollte der Abstand zur Strahlenquelle so groß wie möglich gehalten werden. Der Durchleuchtungsmonitor solle in möglichst großen Winkel zur Strahlenquelle positioniert werden. Der anlagenbezogene Strahlenschutz, wie etwa Bleiglasabschirmungen oder Bleiplexiglasscheiben sollten vom Hersteller des

Interventionsarbeitsplatzes als fester Bestandteil eingeplant werden, um ergonomischen Strahlenschutz zu realisieren. Die C- Bogen Röhren sollten generell als Untertischanlagen betrieben werden, bei dem sich die Röntgenröhre also unterhalb vom Untersuchungstisch befindet [Interventionelle Radiologie, Empfehlung der Strahlenschutzkommission, 2007].

Strahlenschutz im Herzkatheterlabor beginnt bei der Indikationsstellung zu einer radiologischen Diagnostik. Weiter sind Einweisungen durch den Hersteller, Erarbeitung von standardisierten Arbeitsanweisungen und Schulungen von Mitarbeitern zur Optimierung von Arbeitsabläufen unter Berücksichtigung der minimalen Strahlenexposition notwendig, um Strahlenschutzmaßnahmen umzusetzen. Das Tragen von Dosimetern - insbesondere Fingerringdosimetern - sollte eine Selbstverständlichkeit sein und ist unabhängig von den einzuhaltenden gesetzlichen Bestimmungen zum Schutze des jeweiligen Personals einzuhalten [Interventionelle Radiologie, Empfehlung der Strahlenschutzkommission, 2007; Chida et al, 2010]. In der Realität ist das Tragen von Dosimetern aus verschiedenen Gründen jedoch eher als unzureichend anzusehen.

In vorangegangenen Untersuchungen zur Strahlenbelastung während Herzkatheteruntersuchungen wurde festgestellt, dass die applizierte Dosis stark von der Arbeitsweise des Untersuchers abhängig ist. So ist es z.B. möglich, dass die Strahlendosis allein schon durch die Bevorzugung der RAO- Angulation zu senken ist. In den restlichen Projektionen, am stärksten in der LAO- Angulation werden skelettale Strukturen vom Röntgenstrahl angeschnitten, die somit eine erhöhte Dosisleistung von der Belichtungsautomatik erfordern. Es ist somit durch die Aufnahmetechnik möglich, direkt die Strahlenbelastung für den Patienten und indirekt für den Untersucher um 50% zu senken.

Die Anzahl der radiographischen Sequenzen stellt ein weiteres Indiz für die applizierte Dosis dar. Sie sind für 60-70%, der angefallenen Strahlendosis während Koronaruntersuchungen verantwortlich. Wird die Anzahl dieser Sequenzen hinreichend gering gehalten, v.a. während interventioneller Eingriffe bei denen eine Bilddokumentation primär nicht nötig ist, vermindert dies auch die Strahlendosis. Die Bestrahlungszeit kann diesen Umstand nur ungenügend widerspiegeln [Kuon, 2008].

Es ist in der Literatur beschrieben, dass ausgeruhte Untersucher dosissparender arbeiten. So steigt die applizierte Dosis bereits nach sechs Stunden Arbeit im Herzkatheterlabor um 28% an [Kuon, 2008]. Weiterhin ist die Kenntnis der gerätespezifischen Möglichkeiten der Herzkatheteranlage ein wesentlicher Faktor zur Reduktion der Strahlendosis. Eingearbeitetes und erfahrenes Personal arbeitet bei gewissenhafter Umsetzung der Schutzmaßnahmen strahlungsparender. Regelmäßigen Weiterbildungen sind notwendig um insbesondere neue Assistenten diesbezüglich gewissenhaft anzulernen. Eine kontinuierliche Evaluation der durchgeführten Untersuchungen hinsichtlich der Strahlendosis ist notwendig, um die eigene Arbeitsweise hinsichtlich der Strahlenexposition zu realisieren. Die Ergebnisse regelmäßiger Dosismessungen sollten zur eigenen Kontrolle den Untersuchern und dem Personal übermittelt werden, um dadurch auch potentielle Veränderungen der Strahlenexposition zu entdecken und darauf zu reagieren, sowie um die Effektivität von Strahlenschutzschulungen zu überprüfen [Kuon, 2008].

2.3 Dosimetrie

Die *Energiedosis* ist die durch das Gewebe absorbierte Energie von Atomen. Diese Energie wurde vorher durch die Interaktion mit Photonen (s.o.) übertragen. Die Dosis ist ein Maß der Energiekonzentration pro Masse Gewebe. Die Einheit ist Gray [Gy] bzw. $\left[\frac{J}{kg}\right]$ [Hirshfeld, 2005].

Die *Äquivalentdosis* ist die Energiedosis multipliziert mit einem Strahlungswichtungsfaktor, welcher der Relativen Biologischen Wirksamkeit der jeweiligen Strahlungsart entspricht. Für Röntgenstrahlen beträgt dieser Faktor eins, dessen Einheit Sievert [Sv] ist. Die Äquivalentdosis ist die in der Medizin übliche Einheit zur Beschreibung von Strahlendosen. Somit entsprechen für Röntgenstrahlen die gemessenen Dosen in Gray denen in Sievert [Hirshfeld et al, 2005].

Das *Dosisflächenprodukt* (DFP) ist die Dosis mal Querschnittfläche im Strahlengang. Sie ist ein zusammengesetzter Indikator aus bestrahlter Fläche und abgegebener Gesamtdosis. Die Einheit ist $[Gycm^2]$. Das Dosisflächenprodukt ist unabhängig von der Entfernung zur Strahlenquelle, da sich zwar mit der Entfernung die Dosis

verringert, sich jedoch gleichzeitig die bestrahlte Fläche vergrößert [Hirshfeld et al, 2005]. Das Dosisflächenprodukt wird üblicherweise mittels einer Ionisationskammer hinter der Röntgenröhre gemessen. Dabei ist ein gewisser Abstand notwendig, um Einflüsse von Streustrahlung zu vermeiden. Die Fläche sollte nicht zu klein, aber auch nicht größer als das Röntgenfeld sein. Das Dosisflächenproduktmeter registriert die gesamte in den Patienten eingehende Strahlung [Martin, 2008]. Das Dosisflächenprodukt ist natürlich vom Verhalten des Untersuchers abhängig, aber auch von Größe des Patienten und Komplexität des Eingriffs. Es gibt keinen Dosisflächenprodukt Grenzwert, der nicht überschritten werden darf. Es ist jedoch ratsam im Sinne des Patienten und des Personals erhöhte Dosisflächenproduktwerte stets zu hinterfragen [Hirshfeld et al, 2005]. Neben oben genannten Faktoren beeinflusst auch die Erfahrung des Interventionalisten, die Einhaltung dosissparender Maßnahmen, die Arbeitslast und auch die Ausstattung des Eingriffsarbeitsplatzes individuell in der jeweiligen Situation das Dosisflächenprodukt [Pantos et al, 2009].

Die *effektive Dosis* E wird mittels Multiplikation der vom Organ absorbierten Dosis mit einem organspezifischen Wichtungsfaktor und Aufsummierung aller Werte ermittelt. Sie soll eine Einschätzung über die Gesamtkörperexposition unter Beachtung strahlungsensibler und strahlungsresistenter Organe geben [Nickoloff, 2008]. Ein großer Nachteil ist, dass die effektive Dosis nicht direkt gemessen werden kann. Für eine genaue Bestimmung muss die Dosis für jedes einzelne Organ bestimmt werden. Da dies für die Patientendosimetrie unpraktikabel ist, wurden mathematisch - mittels einer idealisierten Menschenmodells in der Monte Carlo Simulation - Konversionsfaktoren für das Dosisflächenprodukt (DFP) ermittelt, um so die effektive Dosis für den Patienten abschätzen zu können. [Martin, 2008]

Für das Personal kann mittels verschiedener Verfahren, am besten jedoch mittels zweier Dosimeter, die effektive Dosis ebenfalls abgeschätzt werden. Man muss jedoch beachten, dass hohe Teilkörperdosen der Extremitäten aufgrund ihrer geringen Wichtungsfaktoren eher einen geringen Einfluss auf die effektive Dosis haben [Chida et al., 2010]. Wohingegen das Tragen eines Schilddrüsenschutzes erheblichen Einfluss auf die effektive Dosis hat, da die Schilddrüse ein sehr strahlensensibles Organ ist und einen hohen Wichtungsfaktor aufweist [Martin, 2009]. Die effektive Dosis sollte nur im Zusammenhang mit

Strahlenschutzmaßnahmen verwendet und nicht bei epidemiologischen Daten und dem daraus resultierenden Risiko eines Keimbahnschadens oder einer Krebserkrankung zur Berechnung herangezogen werden [Wrixon, 2008]. Unter zusätzlicher Berücksichtigung von Alter und Geschlecht kann jedoch die Risikostratifizierung für nachhaltige genetische Bioeffekte und Malignome durch die effektive Dosis abgeleitet werden [Nickoloff et al, 2008].

Die biologischen Folgen ionisierender Strahlen auf Gewebe werden in stochastisch und deterministisch eingeteilt. Als *stochastische* Wirkungen von Strahlung auf Gewebe bezeichnet man zufällige Effekte auf einzelne Zellen mit der Möglichkeit eines Keimbahnschadens oder der Malignomgenese. Dabei lässt sich kein Grenzwert festlegen, ab dem diese Effekte auftreten. Während der Schweregrad der effektiven Dosis unabhängig zu diesen Wirkungen ist, verhält sich die Wahrscheinlichkeit linear zur effektiven Dosis [Pantos et al, 2009]. Kinder und Neugeborene reagieren wesentlich empfindlicher als Erwachsene im Bezug auf die stochastische Wirkung ionisierender Strahlung [Hirshfeld et al, 2005]. *Deterministische* Effekte beschreiben direkte Schäden durch Strahlung, deren Schwere in Abhängigkeit von der Dosis erst ab einem bestimmten Grenzwert auftreten. Dabei spielt die Haut eine wichtige Rolle [Pantos et al, 2009]. Bei diesem Grenzwert handelt es sich um eine einzelne Akutdosis. Die Fraktionierung von Dosen erlaubt eine höhere akkumulierte Gesamtdosis bis Gewebeschäden auftreten. Trotzdem können bei aufeinanderfolgenden Prozeduren Effekte auftreten, obwohl der Grenzwert jeweils nicht überschritten wurde. Neben der Strahlenexposition des Patienten können diese Effekte für den interventionellen Kardiologen bei der Entwicklung einer Katarakt von Bedeutung sein [Hirshfeld, 2005].

Für die Abschätzung der deterministischen Strahlenwirkungen, wird die an der Hautoberfläche absorbierte Dosis herangezogen. Englische Termini sind "surface absorbed dose" (SAD) oder auch „entrance skin dose“ (ESD). Hier wird die Dosis in der Luft über der Haut mit einem Gewebewichtungsfaktor f multipliziert [Nickoloff et al, 2008]. Das Dosisflächenprodukt ist zur Abschätzung der „entrance skin dose“ des Patienten nur bedingt geeignet. Zwar lässt sich mittels des Dosisflächenprodukt ein Eindruck über die insgesamt abgegebene Strahlung und damit Dosis gewinnen, jedoch kann aufgrund verschiedener Angulationen nicht die maximale „entrance skin dose“ direkt vorhergesagt werden [Martin, 2008].

Weitere dosimetrische Deskriptoren sind die *äquivalente Hintergrundstrahlungszeit* (background equivalent radiation time (BERT)) und die *kritische Organdosis* (critical organ dose (COD)). BERT (background equivalent radiation time) vergleicht die gemessene Dosis mit der natürlichen Hintergrundstrahlung und wird in Tagen oder Jahren ausgedrückt. Die natürliche Hintergrundstrahlung beträgt ca. 3 mSv pro Jahr. Die „background equivalent radiation time“ stellt somit einen leicht verständlichen Terminus dar, der auch ohne wissenschaftlichen Hintergrund eine anschauliche Dimension der Dosis vermittelt. Die COD (critical organ dose) wird definiert als die pro Masse aufgenommene Energie durch Strahlung. Diese wird organspezifisch mittels Dosisflächenprodukt oder „entrance skin dose“ ermittelt. Sie ist ebenfalls ein Indikator für stochastische Effekte. Aus ihr kann die effektive Dosis ermittelt werden. Letztlich kann dadurch die Planung des Eingriffs, insbesondere die Einblendung und die Position des Patienten optimiert werden [Nickoloff et al, 2008].

2.4 Thermolumineszenzdosimetrie

Thermolumineszenzdosimeter (TLD) haben die Eigenschaft unter Exposition ionisierender Strahlung Energie in langlebigen Zuständen zu speichern. Das Freisetzen dieser Energie geschieht unter Zufuhr thermischer Energie. Bei diesem Vorgang wird von den Thermolumineszenzdosimetern Licht emittiert. Die über die Zeit integrierte Lichtmenge stellt ein Maß für die zuvor aufgenommene Energie dar. Somit fallen Thermolumineszenzdosimeter unter die Kategorie der Relativ-Dosimeter [Krieger, 2001]. Thermolumineszenzdosimeter sind Festkörperdosimeter, die je nach Anwendungsgebiet in unterschiedlichen Formen vorrangig als Stäbchen und Plättchen angeboten werden. Teilweise können sie in Kunststoffmatrizen eingebettet sein oder auch mit Verbindungen aus Teflon ummantelt sein. Solche Umhüllungen können beim Ausheizen jedoch zu verminderter Wärmeübertragung führen und sollten somit vermieden werden. In der Regel sind Thermolumineszenzdosimeter deswegen hüllenlos [Horowitz et al, 2006]. Die kleine Größe und auch die Linearitätseigenschaften befähigen Thermolumineszenzdosimeter zu wichtigen Instrumenten der Dosimetrie in der Radiologie und Strahlentherapie [Horowitz, 1981].

Voraussetzung für das Speichern von Energie ist die Verunreinigung (Dotierung) mit Fremdatomen (z.B. Magnesium, Titan) des eigentlichen Detektorkristalls (z.B. Lithium). Dadurch werden Leucht- (Aktivator) und Störstellen (Traps) im Detektorkristall erzeugt. Wird nun ein Thermolumineszenzdosimeter bei Raumtemperatur dem Strahlenfeld ausgesetzt, werden im Kristall bewegliche Elektronen- Loch Paare erzeugt. Diese können sich frei im Valenzband oder Leitungsband bewegen. Die Elektronen- Loch Paare werden in metastabilen Zuständen (Traps) eingefangen, rekombinieren mit Lochzuständen im Valenzband oder werden in Leuchtzentren gefangen, die dadurch aktiviert werden. Bei der Auswertung der Thermolumineszenzdosimeter werden nun unter Zufuhr von thermischer Energie, die in Traps gefangenen Elektronen wieder herausgelöst. Diese bewegen sich wieder im Valenz- bzw. Leitungsband. Unter der Herauslösung der Elektronen kommt es je nach Traptiefe zur Emission einer traptiefenabhängigen Lichtmenge. Dieser Sachverhalt ist in Abbildung 3 schematisch zusammengefasst [Krieger, 2001]. Diese Erklärung des „Bändermodells“ ist im Zusammenhang mit der Wirkungsweise von Thermolumineszenzdosimetern eine der gebräuchlichsten. Eine Theorie die alle Eigenschaften umfassend erklären könnte, existiert aktuell noch nicht [Horowitz, 2006]. Eine additive Darstellung stellt das Ionisationsdichte- Abhängigkeitsmodell dar, das eine Erklärung für die supralinearen Eigenschaften geben soll, also der überproportional vermehrten Lichtemission unter vorheriger Exposition sehr hoher Strahlendosen bei steigenden Ionisationsdichten. Feste Löcher kompetieren mit dosimetrischen Löchern, die auf einem weit geringeren Dosisniveau liegen. Über Dosen von ca. 10 Gy reduziert sich die Anzahl der festen Löcher signifikant. Dadurch steigt das Ansprechvermögen der dosimetrischen Löcher an. Zusätzlich wird angenommen, dass die Anzahl der festen Löcher wesentlich geringer ist als die Anzahl der dosimetrischen Löcher [Horowitz 1981].

Beim Ausglühen und damit Auswerten der Thermolumineszenzdosimeter wird die registrierte Lichtintensität gegen die Temperatur aufgetragen. Dabei erhält man charakteristische Glühkurven mit unterschiedlich vielen Intensitätsmaxima. Diese sind neben der Materialzusammensetzung des Thermolumineszenzdosimeters, der Heizrate, auch von der thermischen Vorgeschichte des Dosimeters abhängig und unterliegen somit komplexen Einflussparametern. Ist die Zimmertemperatur ausreichend, um das gespeicherte niedrigenergetische Dosisniveau zu löschen, spricht man vom Fading: Dosisinformationen werden unerwünscht gelöscht. Beim

sogenannten thermischen Quenchen vermindert sich die Lumineszenzausbeute, da Elektronen v.a. bei höheren Temperaturen vermehrt ohne Emission von Licht in das Leitungsband übergehen [Krieger, 2001].

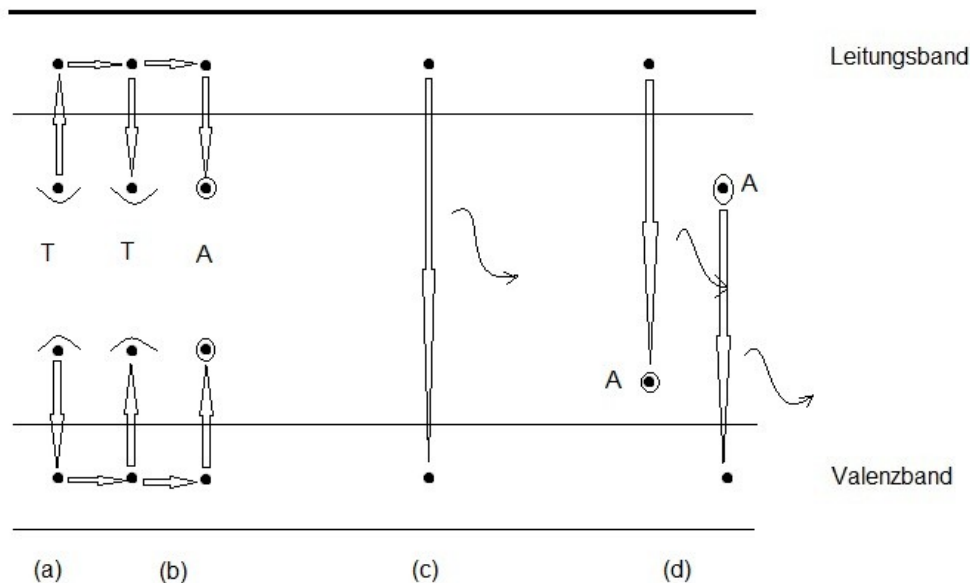


Abbildung 3 Vorgänge im TLD beim Ausheizen (T – Trap, A – Leuchtzentren) (a) Erzeugung beweglicher Elektronen- Loch Paare durch Anregung getrappter Elektronen in langlebigen Zwischenniveaus; (b) Wiedereinfangen der Elektronen/ Löcher in Traps; (c) Rekombination von Elektron- Loch Paaren (d) Einfang Elektronen/ Löcher in aktivierten Leuchtzentren; (c+d) dabei werden Elektronen und Löcher unter Emission von Licht (= Thermolumineszenz) deaktiviert nach Krieger, 2001

Zur Auswertung werden die Thermolumineszenzdosimeter auf formspezifische Träger gebracht und dann in die lichtdichte Auswerteeinheit aus Leseeinrichtung und Heizeinrichtung gegeben. Für den Lichtnachweis werden Sekundärelektronenvervielfacher (Photomultiplier) verwendet, deren erzeugte Ladung proportional zur emittierten Lichtmenge ist. Zum Schutz der Photomultiplier vor Überhitzung sind Infrarotfilter und eine Kühlung mit Stickstoff vorgesehen. Das zu verwendende Heizprofil richtet sich neben anderen Variablen auch nach dem Detektormaterial. Zur Kalibrierung werden die Thermolumineszenzdosimeter mittels Ionisationskammer gemessenen, definierten Dosis bestrahlt. Nach deren Auslesung werden Kalibrierfaktoren abgeleitet, umso aus zur Dosismessung bestrahlten Thermolumineszenzdosimetern konkrete Dosiswerte bestimmen zu können [Krieger, 2001].

Moderne Thermolumineszenzdosimetermaterialien bestehen aus mit Magnesium, Kupfer und Phosphat dotiertem Lithiumfluorid. Sie zeichnen sich durch eine wesentlich höhere Sensitivität, einem besseren Ansprechen auf niedrigere Photonenenergie, einer geringeren „Fading“-Rate und einem über weite Bereiche linearem Verhalten zur exponierten Dosis aus. Lithiumfluorid: Magnesium, Kupfer, Phosphat Thermolumineszenzdosimeter weisen keine Supralinearität auf. [Moscovitch et al, 2006] Somit eignen sich Lithiumfluorid: Magnesium, Kupfer, Phosphat Thermolumineszenzdosimeter besonders gut für Dosimetrieverfahren im klinischen Bereich. Dabei sind sie sowohl im direkten Strahlenfeld strahlentherapeutischer Verfahren, als auch für die Quantifizierung der Streustrahlung interventionell radiologischen Eingriffen verwendbar [Duggan et al, 2004]. Insgesamt hängt die Genauigkeit der Thermolumineszenzdosimeter von verschiedenen Faktoren ab: der Lichtsensitivität, dem Ausmaß des „fading“, des nach dem Ausheizen verbliebenen Restsignals, dem Kalibrieren des Auslesegerätes und den einzelnen Streufaktoren innerhalb einer Thermolumineszenzdosimeter-Charge. Eine realistische, für die Praxis typische Streubreite liegt bei 1-2% [Moscovitch et al, 2006].

2.5 Versuchsanordnung

Die Untersuchungen dieser Arbeit wurden an den interventionell- kardiologischen Arbeitsplätzen der Abteilung für Kardiologie und Angiologie des Departments für Innere Medizin, Neurologie und Dermatologie des Universitätsklinikum Leipzig AöR durchgeführt. Es handelte sich hierbei um Philipps Allura XPER FD20 monoplan und Allura XPER FD10/10 biplan.

Die Anlage wurde 2008 im neu erbauten Komplex für konservative Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität Leipzig installiert und Anfang 2009 in Betrieb genommen. Es sind zwei Arbeitsplätze für diagnostische und interventionelle Prozeduren am kardiovaskulären System vorhanden. Die beiden Eingriffsräume sind durch einen Röntgenanlagenkontrollraum getrennt. Die Röntgenröhren befinden sich jeweils unterhalb des Tisches. Beide Räume verfügen über Bleiabschirmungen unterhalb des Tisches sowie je eine an der Decke montierte, bewegliche

Bleipexiglasscheibe, die zur verbesserten Anpassung an die Konturen des Patienten am unteren Rand gebogen geschnitten ist. Das Dosisflächenprodukt wurde direkt aufgezeichnet. Außerdem wurde die Zeit berechnet, die verbleibt, bis eine kritische Strahlenbelastung von 2Gy für den Patienten erreicht worden wäre. Während der Untersuchung (siehe Abbildung 4) befand sich der die Untersuchung bzw. Behandlung durchführende Arzt auf der rechten Seite des Patienten und stand die meiste Zeit mit der linken Schulter zur Strahlenquelle gerichtet am Untersuchungstisch. Die assistierende Pflegekraft befand sich etwa ein Meter fußwärts ebenfalls auf der rechten Seite des Patienten. Typische Tätigkeiten der Pflegekraft sind das Vorbereiten und Entlüften der Katheter, das Zureichen von Arbeitsmaterialien und das Befüllen des Röntgenkontrastmittelinjektionsgerätes.

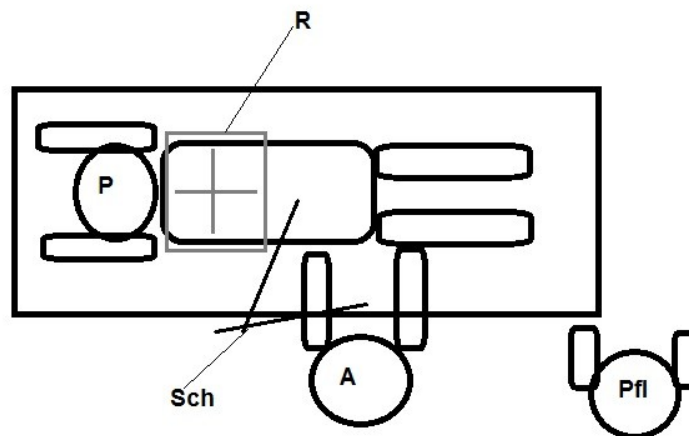


Abbildung 4 Position während der Herzkatheteruntersuchung: A - Arzt, Pfl - assistierende Pflegekraft, P - Patient, R - Röntgenröhre, Sch - Bleischirm

Während der Prozedur wurde bei jedem Eingriff ein Drei Kanal EKG und die Sauerstoffsättigung des Patienten überwacht. Im Kontrollraum wurde der Eingriff von einem medizinisch technischen Röntgenassistentin (MTRA) observiert. Die MTRA war vorrangig für die Kontrolle und Bedienung der Röntgenanlage zuständig. Die MTRA reichte aber auch notwendige Arbeitsmaterialien zu und war für die Patientenbetreuung im nichtsterilen Bereich zuständig.

Logistisch wurde die kumulative Strahlenbelastung des Untersuchers pro Tag erfasst. Jedoch war es aus organisatorischen Gründen nicht möglich jede Untersuchung an dem jeweiligen Tag zu erfassen, da zum einen an den Arbeitsplätzen Schrittmacherimplantationen durchgeführt wurden. Zum anderen auch zwischen monoplaner und biplaner Anlage unterschieden wurde. Die meisten Untersuchungen wurden an der biplanen Anlage durchgeführt.

Der behandelnde Kardiologe führte nach steriler Hautdesinfektion und Setzen einer Lokalanästhesie die arterielle Kanülierung via Seldinger- Technik und Platzieren einer Schleuse üblicherweise in die A. femoralis dextra durch. Zugänge über die A. brachialis gehörten nicht zum Standardprozedere und wurden nur bei entsprechender Kontraindikation des femoralen Zugangswegs verwendet. Dann wurde der eigentliche Katheter eingeführt und bis zu den Koronarostien vorgeschoben, um die Koronarangiographie durchzuführen. Bei Problemen beim Vorschub des Katheters während der Sondierung wurde schon zu diesem Zeitpunkt durchleuchtet. In der Regel wurde die Durchleuchtung jedoch erst zur Intubation der Koronararterien verwendet. Das individuelle Vorgehen war vielen Einflussgrößen unterworfen und nicht zum geringen Teil von der Erfahrung des Untersuchers abhängig. Die durchgeführte Koronarangiographie wurde mit den oben beschriebenen benötigten Aufnahmen zur Beschreibung eines Koronarbefundes erhoben. Teilweise wurden hierbei auch Rotationsangiographien durchgeführt. In der Regel wurden die Bilder auf dem klassischen Weg durch Einstellung der benötigten LAO und RAO Angulationen zur Darstellung jeden Gefäßabschnittes in zwei Ebenen gesammelt. Da jeder Patient vor der Herzkatheteruntersuchung einer echokardiographischen Untersuchung unterzogen wurde, konnte auf eine Ventrikulographie generell verzichtet werden. Bei auffälligen Gefäßabschnitten wurden hinreichend genug Zusatzprojektionen angefertigt um eine eventuelle Indikation zur Koronarintervention stellen zu können. Beim Legen eines Rechtsherzkatheters oder der Durchführung einer Intervention an den Herzkranzgefäßen war zusätzlich auch noch ein venöser Zugang notwendig, der in den meisten Fällen vom Untersucher ebenfalls unter sterilen Kautelen in die V. femoralis platziert wurde. Eine notwendige Intervention wurde in der Regel sofort im Anschluss an die diagnostische Koronarangiographie durchgeführt. Deswegen war es in den meisten Fällen unmöglich vorherzusagen, ob es sich bei dem anstehenden Eingriff auf die Koronarangiographie beschränkte oder auch eine Intervention

durchgeführt wurde. Aufgrund dieser Umstände wurden an einem Messtag sowohl diagnostische als auch interventionelle Eingriffe erfasst.

Bei Interventionen an den Koronarien (engl.: Percutaneous transluminal coronary angioplasty, PTCA) wurde das benötigte Arbeitsmaterial von der MTRA der assistierenden Pflegekraft unter Wahrung der Sterilität nachträglich zugereicht. Diese wurde weiter zum Einsatz am Patienten vorbereitet und dem Kardiologen zugereicht. In der Mehrzahl der Fälle wurde in die betroffene Engstelle am Gefäßsystem des Herzen ein Ballon mit Stent (maschendrahtähnliches Gefäßgerüst) platziert, um die Verengung (Stenose) aufzudehnen und mit einer Gefäßstütze zu stabilisieren. Bisweilen wurde auch nur mit einem Ballon der betroffene Gefäßabschnitt aufgedehnt. Für die Perkutane Transarterielle Koronarangioplastie ist ein Führungsdraht vonnöten, auf dem der Katheter mit Ballon und Stent vorgeschoben werden konnte. Die Platzierung des Führungsdrahtes erfolgte unter fluoroskopischer Kontrolle und konnte je nach Anatomie der Stenose, des allgemeinen Gefäßsystems und Geschicklichkeit bzw. Erfahrungheit des Untersuchers ein länger dauernder Prozess sein. Konnte der Ballon mithilfe des Drahtes adäquat über der Engstelle platziert werden, wurde dieser mit Kontrastmittel und einem Druck im Mittel von 10 bis 16 bar aufgefüllt, um so die Stenose zu beseitigen und den Stent in die innere Schicht des Gefäßes einzupressen. Diese eigentliche interventionelle Prozedur wurde radiographisch dokumentiert. Zum Abschluss einer Intervention gehörte die Dokumentation des postinterventionellen Zustandes, die in Form einer erneuten Angiographie durchgeführt wurde.

Der Kardiologe und die assistierende Pflegekraft trugen zum Schutz vor der ionisierenden Streustrahlung eine völlig umlaufende Bleischürze mit Schilddrüsenschutz. Die MTRA befand sich normalerweise im Kontrollraum und trug beim Betreten des Untersuchungsraumes einen Schilddrüsenschutz und eine Bleischürze, die jedoch oft nach hinten offen war. Jeder Mitarbeiter trug zusätzlich einen persönlichen Dosimetersatz, der aus einem Filmdosimeter unterhalb des Schilddrüsenschutzes und einem Ringdosimeter am linken Mittelfinger bestand.

Bei den Untersuchungen wurden in Relation zur Erfahrung und Aufmerksamkeit des Untersuchers strahlenschonende Maßnahmen durchgeführt. Dazu gehörten bspw. ein minimaler Patienten- Detektor Abstand, konsequentes Einblenden, Verzicht auf

Material und Methodik

überflüssige radiographische Sequenzen oder das Benutzen niedriger Durchleuchtungsintensitäten.

Die Dosismessungen wurden mittels TLD 100H durchgeführt. Dazu standen zwei Chargen mit jeweils 50 Thermolumineszenzdosimetern zur Verfügung die freundlicherweise von der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie zur Verfügung gestellt wurden. Neben der Bereitstellung wurde auch die Kalibrierung der Thermolumineszenzdosimeter organisiert.

Zu allen Messungen wurden die Thermolumineszenzdosimeter an Pflegekraft und Arzt vor dem jeweiligen Eingriff positioniert. Die Dosimeter wurden nur einmal am Tag ausgelesen und konnten somit im Tagesverlauf bei nur einem Arzt jedoch bei wechselnden Pflegekräften angewendet werden. Es wurden verschiedene Untersuchungen diagnostischer und interventioneller Art aufgezeichnet. Im Protokoll wurden neben der Eingriffszeit auch Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit aufgezeichnet. Weiterhin wurden entsprechende Abweichungen vom normalen Untersuchungsgang, die v.a. einen Einfluss auf die registrierte Strahlung haben

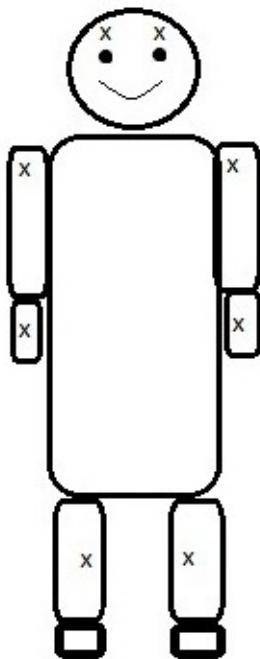


Abbildung 6 Dosimeterposition (x) während der Untersuchung



Abbildung 5 Kardiologe mit bestückten Thermolumenszenzdosimetern

könnten, im Protokoll vermerkt und bei der Auswertung beachtet.

Die Thermolumineszenzdosimeter waren zum Schutz vor Verunreinigung und zur individuellen Zuordnung in kleine, verschließbare Plastiktütchen verpackt und nach laufender Nummer je nach Charge beschriftet. Ein Verlust bzw. eine Verwechslung der Thermolumineszenzdosimeter war somit während des Messzeitraumes ausgeschlossen. Jeweils drei Thermolumineszenzdosimeter wurden zu einem Messpunkt zusammengefügt und auf einen der acht Messpunkte pro Person mittels Klebeband sicher befestigt. Die Messpunkte lagen über den Augen, auf den Schultern, am Handrücken und auf den Unterschenkeln jeweils beidseits (siehe Abbildung 5 und 6).

Somit wurden 48 der 50 Thermolumineszenzdosimeter einer Charge zur Dosimetrie verwendet. Die zwei verbleibenden Thermolumineszenzdosimeter verblieben die gesamte Zeit in dem Umschlag zur Aufbewahrung der Thermolumineszenzdosimeter, der zwischen Strahlentherapie und der dortigen Auswerteeinrichtung und dem Röntgenschutzraum des Herzkatheterlabores pendelte, wo die letztendliche Bestückung des Personals mit Dosimetern stattfand. Mit den zwei nicht bestrahlten Dosimetern wurde die Hintergrundstrahlung der Thermolumineszenzdosimeter erfasst. Der Mittelwert dieser beiden Dosimeter wurde vom jeweiligen Messwert abgezogen, um „genullte“ Messwerte zu erhalten. Am Ende eines Untersuchungstages wurden die Thermolumineszenzdosimeter wieder vollzählig in den vorgesehenen Transportumschlag verbracht. Die beiden Chargen waren, um Verwechslungen zu vermeiden, von 1 bis 100 durchnummeriert, die 2. Charge enthielt also alle TLD- Nummern größer als 50. Die Auswertung der Thermolumineszenzdosimeter erfolgte jeweils am gleichen Tag, um Messfehler durch akzidentielle Bestrahlung und auch den Einfluss des Fadings so gering wie möglich zu halten, in den Räumen der Klinik für Strahlentherapie. Am dortigen Arbeitsplatz befand sich ein Thermolumineszenzdosimeterausleser der Firma Harshaw Typ TLD 5500, der zur Auswertung der ermittelten Messwerte mit einem Computer verbunden war.

Nach dem Öffnen und numerischen Sortieren der Thermolumineszenzdosimeter in ihren jeweiligen Plastiktütchen, wurden die Chips mittels einer Vakuum- Pinzette auf die runde Schablone passend zum Thermolumineszenzdosimeterlesegerät verbracht. Da dieses nur 50 Thermolumineszenzdosimeterplätze verfügt, war immer

nur die gleichzeitige Auswertung einer Charge möglich (siehe Abbildung 7 und 8). Das Ausleseverfahren der Thermolumineszenzdosimeter wurde nach dem standardisierten Schema der Klinik für Strahlentherapie durchgeführt, die auf die Erfahrung mit den TLD100H während dosimetrischen Untersuchungen bei strahlentherapeutischen Anwendungen zurückgeht. Das Ausheizschema sah eine „preheat“ Phase von 10s auf 50°C vor. Danach wurde die Temperatur kontinuierlich mit 15°C pro Sekunde auf 240°C erhöht. Diese Temperatur wurde dann 26s lang konstant gehalten, um die Thermolumineszenzdosimeter dann wieder passiv auf Zimmertemperatur abkühlen zu lassen. Die dabei aufgetretene Glühkurve wurde direkt vom Auswertprogramm auf dem Bildschirm des Computers dargestellt. Die gesamte Charge konnte dann mithilfe einer .txt – Datei ausgegeben werden um dann wieder in eine Excel Tabelle importiert zu werden, um die weitere Auswertung zu ermöglichen. Nach dem Auswerten wurden die Thermolumineszenzdosimeter wieder mittels Vakuumpinzette in die Aluminiumaufbewahrungsbox verbracht, um im Ofen der Firma PTW ausgeheizt zu werden. Über Nacht konnten sie dann wieder auf Raumtemperatur abkühlen, um am nächsten Tag wieder für Messungen zur Verfügung zu stehen.



Abbildung 8 Auslesegerät



Abbildung 7

Arbeitsplatz: Thermolumineszenzdosimeter in nummerierten Plastiktütchen verpackt, Ausleseschablone und Vakuumpinzette. Im Hintergrund der Computer zur Aufnahme der ermittelten Glühkurven.

Bevor die Thermolumineszenzdosimeter zum Einsatz kamen wurden sie von der Klinik für Strahlentherapie kalibriert (Abbildung 9). Dazu wurden die Thermolumineszenzdosimeter kreisförmig in einer PTW Weichstrahldosiskammer angeordnet. Die Bestrahlung wurde mittels eines DarPac Röntgentiefengerätes mit

75kV durchgeführt. Mithilfe eines 10er Rundtubus wurde die applizierte Strahlung gleichförmig auf die kreisförmig angeordneten Thermolumineszenzdosimeter appliziert, um ein homogenes Strahlenfeld zu erzeugen. Nach dem Auslesen dieser so bestrahlten Thermolumineszenzdosimeter wurden die ermittelten Ladungswerte mit der über die Weichstrahlkammer gemessene Dosis ins Verhältnis gesetzt und so der Korrektionskoeffizient (Element Correction Coefficient – ECC) eines einzelnen Thermolumineszenzdosimeters und der Abweichfaktor des Auslesegerätes (Reader calibration factor – RCF) ermittelt. Die Kalibrierung wurde während der gesamten Messperiode dreimal wiederholt. Die Unsicherheit der Thermolumineszenzdosimeter betrug über den gesamten Zeitraum in etwa 2%.

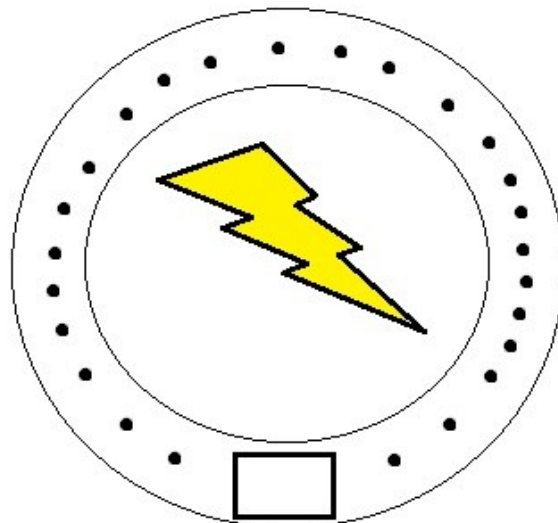


Abbildung 9: Aufsicht auf die Kalibrieranordnung. Die schwarzen Punkte symbolisieren die Thermolumineszenzdosimeter, die im homogenen Strahlenfeld kreisförmig angeordnet waren. In diesem Strahlenfeld befand sich auch eine Weichstrahlkammer zur Ermittlung der tatsächlich applizierten Dosis

3. Analyse und Ergebnisse

3.1 Untersuchungszeitraum

Ziel der Untersuchungen war eine Abschätzung über die Teilkörperstrahlenexposition des Untersuchers und des Assistenzpersonals während Koronarangiographien und Koronarintervention an einem modernen Herzkatheterarbeitsplatz zu erheben. Dazu wurden die Untersuchungen während des laufenden klinischen Betriebs im Zeitraum vom 13.07.2009 bis 01.10.2009 durchgeführt. An 30 Tagen wurden Prozeduren bei 63 Patienten erfasst. Im Durchschnitt wurde bei den Koronarangiographien ein Dosisflächenprodukt von 45,7 Gy cm^2 (S.D.: 19,2 Gy cm^2) erreicht. Bei den PTCA's wurde ein Dosisflächenprodukt von 98,4 Gy cm^2 (S.D.: 136,2 Gy cm^2) durchschnittlich an allen Tagen erreicht.

Ersichtlich ist, dass die interventionelle im Gegensatz zur diagnostischen Koronarangiographie mit einer deutlich erhöhten Strahlenbelastung für den Patienten einhergeht, sofern man das Dosisflächenprodukt als Maß der Strahlenbelastung für den Patienten ansieht. Dies könnte dann auch indirekt auf den Untersucher zutreffen, da dieser umso mehr Strahlung exponiert ist, desto mehr Strahlung abgegeben wurde. Weiterhin fällt eine extreme Streubreite bei den einzelnen Prozeduren auf. Hier muss besonders auf die hohe Standardabweichung bei der PTCA verwiesen werden. Dies zeigt, dass v.a. bei Interventionen keine der anderen gleicht, und die Komplexität des Eingriffes hochvariabel ist. Ein Vergleich bzw. eine vorhersagbare, allgemeingültig pauschalisierte Dosisangabe zur Strahlenbelastung des Untersuchers ist somit schwierig. Letztlich stellt somit jeder interventionelle Eingriff eine individuelle Strahlenexposition dar, die mit zunehmender Dauer des Eingriffes, zunehmender Durchleuchtung und Angiographie ansteigt.

3.2 Gemessene Dosis pro Tag

Die in dieser Studie pro Tag gemessene Dosis setzte sich aus diagnostischen und interventionellen Prozeduren zusammen. Es ist üblich nach einer als diagnostisch

Analyse und Ergebnisse

angesetzten Koronarangiographie, die einen pathologischen und interventionell therapierbaren Befund ergab, die Intervention sofort im Anschluss durchzuführen, ohne den Patienten noch einmal erneut einzubestellen und vorzubereiten. Die Thermolumineszenzdosimeter waren unter der sterilen Kleidung des Untersuchers. Ein Abbruch der Dosismessung zum Ende der Koronarangiographie wäre ohne erheblichen logistischen Aufwand und Zeitverzögerung im Herzkatheterlabor nicht möglich gewesen.

Im Durchschnitt wurden 1,5 diagnostische Angiographien und 1,3 Interventionen pro Tag von den dauerhaft im Katheterlabor arbeitenden Kollegen während des Messzeitraumes durchgeführt.

In Tabelle 1 sind die pro Tag im Durchschnitt an allen Tagen und Untersuchungen gemessenen Strahlendosen des Untersuchers. Die assistierende Pflegekraft wird hier als "Assistenz" bezeichnet.

Position	Auge rechts	Auge links	Hand rechts	Hand links	Schulter rechts	Schulter links	Unterschenkel rechts	Unterschenkel links
Arzt	14,5	46,8	43,2	294,4	10,5	163,4	24,5	27,1
Assistenz	22,7	27,1	14,3	35,7	4,2	16,0	42,2	26,8

Tabelle 1 durchschnittliche Dosis pro Tag in [μSv]

In Abbildung 10 und Abbildung 11 sind der Zusammenhang zwischen Dosis/d im Durchschnitt und der zugehörigen Standardabweichung im Untersuchungszeitraum von Arzt und Assistenzpersonal graphisch dargestellt. Dabei wurden jedoch nur Messwerte beachtet, die bei normalen Untersuchungen ohne vermehrten Bedarf an Durchleuchtung und Radiographie durchgeführt wurden. Dies soll gewährleisten, dass trotz der begrenzten Anzahl an untersuchten Prozeduren ein repräsentativer Wert der Strahlenexposition gefunden werden kann und nicht etwa durch wenige strahlenintensive Untersuchungen das Ergebnis verzerrt wird.

Analyse und Ergebnisse

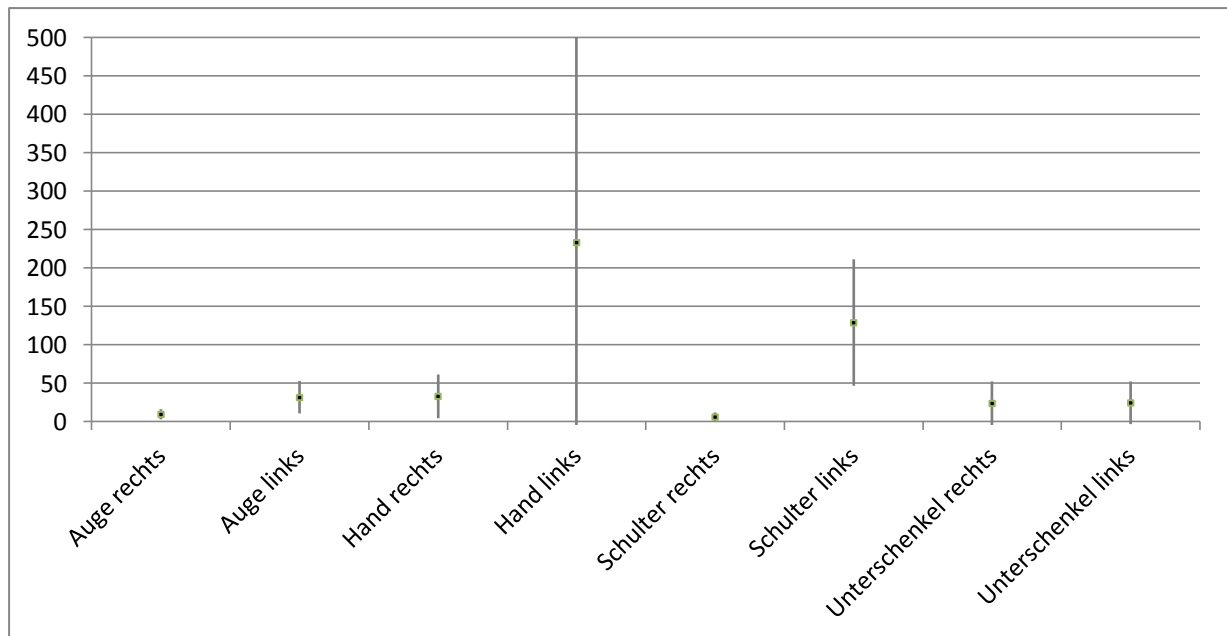


Abbildung 10 Dosisverteilung und Standardabweichung [$\mu\text{Sv/d}$] Arzt

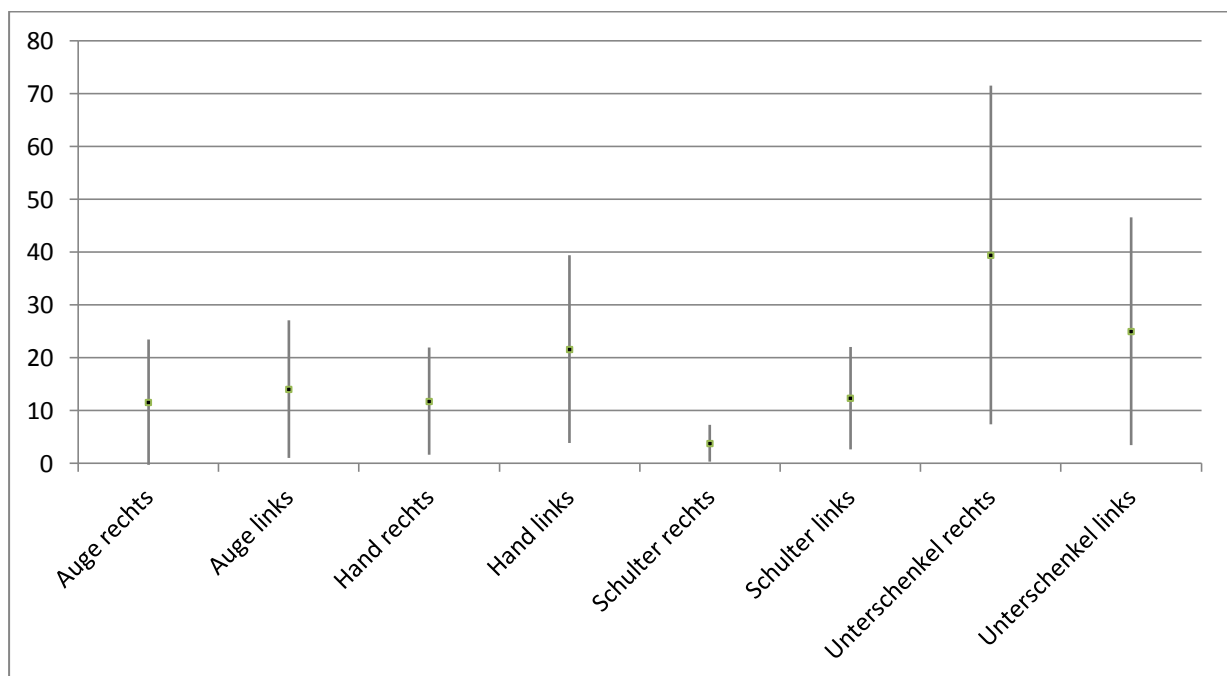


Abbildung 11 Dosisverteilung und Standardabweichung [$\mu\text{Sv/d}$] Assistenz

Im Vergleich zwischen Arzt und Assistenzpersonal wird deutlich, dass die gemessenen Dosen des Assistenten weit unter der Belastung des Arztes liegen. Für das Assistenzpersonal ist die Strahlenbelastung im Bereich beider Unterschenkel am größten. Die rechte Schulter, die ja auch am besten von der Strahlenquelle abgeschirmt ist, hat die geringste Dosisbelastung. Insgesamt ist das Dosisniveau für

das Assistenzpersonal an allen Körperteilen als gering einzustufen. Vordergründige Ursachen sind zum einen der größere Abstand zur Strahlenquelle und der relative Schutz durch den vorm Assistenzpersonal stehenden Untersucher. Als Ursache, warum die Exposition beider Beine am höchsten ist, lässt sich nur die Abschirmung der Röntgenröhre unter dem Kathetertisch vermuten.

Bei der Verteilung der Dosisbelastung des Arztes ist eindeutig die linke Seite des Untersuchers im Gegensatz zum Rest des Körpers betroffen. Dabei ist die Belastung der linken Hand höher als die der linken Schulter. Dies ist durch die Nähe zum Strahlenfeld auch zu erwarten. Jedoch weisen diese beiden Positionen auch die größte Streubreite der Werte auf. Hier ist v.a. auf die linke Hand zu verweisen. Zum einen ist dies durch unzureichende Nutzung der Bleiplexiglasscheibe zu erklären zum anderen aber auch durch akzidentielle Bewegung der Hand in den Strahlengang. Letztgenanntes kann v.a. dann auftreten, wenn es Probleme bei der Punktion und dem Verschieben des Katheters gibt. Im Bereich der Augen ist diese relativ hohe Dosislast nicht nachzuweisen. Jedoch fällt auch hier auf, dass das linke Auge einer höheren Strahlenbelastung ausgesetzt ist, als das rechte. Trotzdem leistete die vorhandene Bleiplexiglasscheibe vor der anfallenden Streustrahlung in diesem Bereich relativen Schutz, da die Dosiswerte nicht annähernd denen der Schulter entsprechen.

Die restlichen Körperpartien weisen relativ niedrige Dosen auf. Sie liegen etwa im gleichen Bereich wie die des Assistenzpersonals.

Position	A	B	C	D	standardisiert
Auge rechts	4,5	16,6	13,1	16,7	9,8
Auge links	24,8	51,2	52,0	47,7	31,7
Hand rechts	14,4	33,3	56,5	43,3	33,2
Hand links	107,0	237,2	333,1	339,6	233,4
Schulter rechts	2,1	9,7	18,7	6,7	6,3
Schulter links	108,7	140,0	197,0	167,3	129,1
Unterschenkel rechts	8,2	23,4	26,8	28,1	24,0
Unterschenkel links	6,1	37,1	28,5	26,9	24,8

Tabelle 2 Mittlere Dosis pro Tag in [μSv]

Analyse und Ergebnisse

In Tabelle 2 sieht man nun die gemessene mittlere Dosis pro Tag aller Untersucher im Messzeitraum. Die Ergebnisse sind nach dem jeweiligen Untersucher aufgeschlüsselt. Unter den "standardisierten" Werten wurden wie oben erwähnt nur Untersuchungen und Eingriffe berücksichtigt, die komplikationslos und im besonderen ohne vermehrten Bedarf an Durchleuchtung und Radiographie durchgeführt wurden.

Im Vergleich der verschiedenen Ärzte untereinander fällt auf, dass Untersucher A als wohl der Untersucher mit dem größten Erfahrungsschatz deutlich die geringste Strahlenexposition aufweist. Wohingegen C und D global die im Durchschnitt höchsten Dosiswerte aufweisen. Zur Interpretation der Ergebnisse sollte man sicherlich primär die Werte der linken Körperhälfte betrachten, da hier die größte Nähe zur Strahlenquelle gegeben ist. Wie zu erwarten ist, ergibt sich hier insbesondere an der linken Hand mit den höchsten Expositionswerten die größte Streubreite zwischen den Untersuchern. Dies ist sicherlich mit dem unterschiedlich konsequenten Einsatz der Bleiplexiglasscheibe und den Manipulationen an der Punktionsstelle des Gefäßes während der Angiographie zu erklären. Desweiteren spielt hier auch das Strahlungsverhalten des einzelnen Untersuchers eine wichtige Rolle. Letztlich ist unsicher, ob diese Werte die Streustrahlung angeben oder durchaus auch durch intermittierend direkte Bestrahlung erzeugt wurden. Jede Prozedur wurde jedoch durch den Autor dieser Arbeit beobachtet und es ist festzuhalten, dass die Hand des Untersuchers nicht direkt im Strahlengang bewusst reguliert wurde. Somit ist es wahrscheinlich, dass die gemessenen Werte ausschließlich durch Streustrahlung verursacht wurden.

Die rechte Hand weist ebenso eine deutliche Varianz der Ergebnisse auf. Dadurch, dass alle Untersucher Rechtshänder sind, befindet sich die rechte Hand im gleichen Arbeitsfeld wie die linke Hand und die Streuung der Messdaten ist allein durch die Variabilität zwischen den Untersuchern bedingt.

Vergleicht man die restlichen Körperpartien, also Kopf und Unterschenkel, wird deutlich, dass an diesen Regionen keine extremen Schwankungen auffallen. An den Unterschenkeln liegt dies sicherlich an den relativ konstanten Strahlenschutzbedingungen. Die Unterschenkel werden während der Prozeduren kaum bewegt und sind zusätzlich durch einen am Tisch aufgehängenen Bleischirm

geschützt. Deswegen kann man bei diesen Werten ebenfalls mit hoher Wahrscheinlichkeit davon ausgehen, dass reine Streustrahlung detektiert wurde.

Betrachtet man die Expositionen an den Augen, ist anzunehmen, dass die jeweiligen Augen der verschiedenen Untersucher gleich exponiert waren. Es gibt jedoch einen erheblichen Unterschied zwischen rechtem und linkem Auge. Das linke Auge ist ca. der vierfachen Strahlung gegenüber dem rechten Auge ausgesetzt. Bei den Messungen wurden keine Schutzvorrichtungen für die Augenlinse wie z. B. eine Bleiglasbrille verwendet. Lediglich die an der Decke montierte Bleiplexiglasscheibe bot einen Schutz für die Augenlinse. Auch hier war diese Schutzwirkung stark von der jeweiligen Handhabung der Plexiglasscheibe vom Untersucher abhängig. Nicht zuletzt spielt die Körpergröße auch eine nicht zu vernachlässigende Rolle. Dieser Umstand spiegelt sich jedoch nicht direkt in den Messwerten wider.

Zu einer bedeutsamen Strahlenexposition kommt es somit vorrangig an der linken Hand. Weiterhin bedeutsam stellen sich die linke Schulter und die Augenlinsen (auch hier vorrangig die linke Seite) dar. Somit wird v.a. die linke obere Körperhälfte des Arztes mit Strahlung belastet. Das Strahlenfeld stellt sich als inhomogen dar. Auch das folgende Risiko, biologische Effekte nachzutragen, lässt sich daher nur schwer abschätzen.

3.3 Standardisierung von Eingriffen

Das sicherlich größte Problem bei der Dosimetrie koronarangiographischer Prozeduren während des laufenden klinischen Betriebes ist die Sicherstellung der Vergleichbarkeit der Einzelmessungen.

Im klinischen Betrieb kommen jedoch der Termindruck und eine gegebene Auswahl an Patient, Untersucher und Raum als logistisches Problem der Dosimetrie zu Tage. Letztlich ist es nicht möglich gezielt Eingriff A von Untersucher B am Arbeitsplatz C durchführen zu lassen, sondern man kann nur das erfassen, was den klinischen Möglichkeiten entspricht. Konsequenz war, wie oben beschrieben, dass nicht alle Untersuchungen eines Tages erfasst werden konnten. Es wurden teilweise auch Untersuchungen unterschiedlichen Schwierigkeitsgrades zusammen mit einer

Analyse und Ergebnisse

Messung erfasst, z. B. mehrere Koronarangiographien und eine Intervention. Hinzu kommt, dass sich die Prozedur und die folgende Komplexität des Eingriffes, bis auf wenige Einzelfälle nicht im Voraus voraussagen lässt.

Um dennoch einen repräsentativen Messwert zu erhalten, wurden unter dem Begriff "standardisiert" die Messwerte aller Untersucher zusammengefasst, bei denen keine Komplikationen auftraten, insbesondere keine mehrfache Fehlintonationen der Koronarien. Absolutes Ausschlusskriterium war ein Wechsel des Untersuchers. Insgesamt wurden aus diesen Gründen vier Untersuchungstage ausgeschlossen.

Position	alle [$\mu\text{Sv/d}$]	standardisiert [$\mu\text{Sv/d}$]	Faktor
Auge rechts	14,5	9,8	1,5
Auge links	46,8	31,7	1,5
Hand rechts	43,2	33,2	1,3
Hand links	294,4	233,4	1,3
Schulter rechts	10,5	6,3	1,7
Schulter links	163,4	129,1	1,3
Unterschenkel rechts	24,5	24,0	1,0
Unterschenkel links	27,1	24,8	1,1

Tabelle 3 Vergleich standardisierte vs alle Untersuchungen

In Tabelle 3 sind die standardisierten Messwerte gegenüber der Mittelwerte aller Untersuchungen aufgeführt. Man kann eine deutliche Senkung der Exposition beobachten, wenn somit die Untersuchungen mit längeren Eingriffszeiten ausgeschlossen wurden, also komplikationslose Eingriff alleine berücksichtigt wurden. Die Exposition der beiden Unterschenkel unterscheidet sich jedoch kaum zum Durchschnittswert aller Untersuchungen. Dieser Umstand bekräftigt die Tatsache, dass an den Unterschenkeln durch die konstanten Bedingungen die reine Streustrahlung erfasst wurde. Hingegen wird die Exposition der oberen Extremität durch den Einfluss einer schwierigen, langwierigen und strahlungsintensiven Untersuchung nahezu verdoppelt. Gerade dieser Aspekt spielt in einem Haus der Maximalversorgung eine übergeordnete Rolle. Ein Patientenkollektiv, das in anderen Häusern der Regelversorgung aufgrund von Risikokonstellationen nicht versorgt wird, wurde an Zentren der Maximalversorgung verwiesen. Interventionen bei diesen Patientenkollektiven sind in der Regel länger, schwieriger und unterliegen somit längeren Durchleuchtungs- und Angiographiezeiten. Aber auch Patienten die zur

Erstdiagnostik einer koronaren Herzerkrankung aufgenommen werden, schließt das Messkollektiv ein. Letztlich gestaltet sich das Patientenkollektiv inhomogen, jedoch ist überproportional ein komplexes Patientenkollektiv anzunehmen.

3.4 Normierung der Messpopulation

Zur Einordnung der während des Messzeitraumes durchgeführten Untersuchungen, wurden die Daten aus dem Protokoll des Herzkatheterlabores vom 01.01.2011 bis 31.12. 2011 ausgewertet. Die effektive Arbeitszeit betrug darin 230 Tage (eine fünf Tage Woche mit sechs Wochen jährlichem Urlaubsanspruch). Die ausgewerteten Daten werden zu jeder Untersuchung in eine Datenbank eingepflegt. Jeder Untersucher wurde hinsichtlich der durchschnittlichen Anzahl an Prozeduren pro Tag, dem dabei gemittelten Dosisflächenprodukt (mDFP) und der mittleren Durchleuchtungszeit (mDurchleuchtungszeit) ausgewertet. Zusätzlich wurde neben den Koronarangiographien und –interventionen einzeln, diese auch zusammen und zusätzlich alle vom jeweiligen Untersucher durchgeführten Prozeduren (z.B. Schrittmacherimplantationen oder Elektrophysiologische Untersuchungen) einkalkuliert. Die Auswertung der Daten sind in Tabelle 4 aufgeführt.

Modalität	Arzt	A	B	C	D	E	F
Koro	Untersuchung/d mDFP [Gycm ²] Koro	0,3 38,6	1,6 43,1	1,3 30,2	0,5 30,8	0,7 30,8	0,7 23,3
PTCA	Untersuchung/d mDFP [Gycm ²] PTCA	0,2 84,7	0,7 63,7	0,7 81,3	0,4 81	0,3 77,9	0,4 150,1
Koro+PTCA	mDFP/d [Gycm ²] mDurchleuchtungszeit [min]	30,8 3,2	71,8 9,4	71,5 12,4	52,8 7,9	40,7 6,5	76,3 5,9
alle	mDFP/d [Gycm ²] mDurchleuchtungszeit [min]	40,2 5,4	99,5 18,3	89 15,5	53,5 8,1	41,1 6,6	76,4 6

Tabelle 4 Auswertung Daten Herzkatheterlabor 2011; m – mittleres, DFP Dosisflächenprodukt, Koro – Koronarangiographie, PTCA – Perkutane Transarterielle Koronarangioplastie

Zur Ergänzung wurden die im Messzeitraum gemessenen Untersuchungen hinsichtlich der gleichen Parameter ausgewertet. Hierbei werden wie oben erwähnt unter dem mittleren Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit sowohl

Analyse und Ergebnisse

Koronarangiographien als auch –interventionen berücksichtigt. Diese Daten finden sich in Tabelle 5.

Arzt	A	B	C	D	E	F
mDFP/d [Gycm ²]	66,1	161,1	149,6	142,2	-	-
mDurchleuchtungszeit [min]	7,2	16,4	13,6	11,0	-	-
Koro/d	0,3	1,5	1,4	1,4	-	-
mDFP Koro [Gycm ²]	17,0	38,0	68,5	45,7	-	-
PTCA/d	1,0	1,3	0,8	0,6	-	-
mDFP PTCA [Gycm ²]	60,5	98,3	127,0	152,7	-	-

Tabelle 5 Auswertung Daten Messzeitraum; m – mittleres, DFP Dosisflächenprodukt, Koro – Koronarangiographie, PTCA – Perkutane Transarterielle Koronarangioplastie

Betrachtet man generell die Untersuchungsfrequenz pro Tag, so sieht man eine individuelle Diskrepanz der Untersucher. Eine gute Abbildung zwischen den Langzeitdaten und der Untersuchungsfrequenz im Messzeitraum findet man bei Untersucher B, C und zumindest bei den Koronarangiografien für A. Untersucher D wurde während des Messzeitraumes statistisch überbewertet beobachtet, da in den Daten des Jahres 2011 im Durchschnitt wesentlich weniger Koronarangiographien durchgeführt wurden als im erhobenen Messzeitraum. Es ist jedoch aus der Anzahl der jeweiligen Prozedur pro Tag nicht auf die Schwierigkeit und damit verbunden der Strahlenbelastung einer einzelnen Intervention rückzuschließen.

Deswegen wurden beide Datensätze hinsichtlich des durchschnittlichen Dosisflächenproduktes pro Tag analysiert. Damit kann man indirekt auf die Quantität der abgegebenen Dosis schätzen und vergleichen, ob der die beobachteten Untersuchungen im Messzeitraum der Dosisbelastung im klinischen Alltag entsprechen.

Bei allen gemessenen Untersuchungen scheinen jedoch mehr als durchschnittlich normale Dosisbelastungen gemessen worden zu sein, da das Dosisflächenprodukt teilweise dreimal so hoch wie üblich ist. Die Ursachen dafür können nur vermutet werden. Weitere Ursachen können eine saisonale Verdichtung der Untersuchungsfrequenz und das Abbilden von zu komplexen und damit dosisintensiveren Eingriffen sein. Unter der überprüften Voraussetzung, dass die in

dieser Arbeit gemessenen Dosiswerte korrekt ermittelt wurden, ist primär die übliche Ermittlung des Dosisflächenproduktes zu hinterfragen.

Auch aus den erhobenen Langzeitdaten in Tabelle 4 lässt sich darstellen, dass Interventionen wesentlich dosisintensiver sind als diagnostische Koronarangiografien. Auch zwischen den Untersuchern finden sich beachtliche Unterschiede. Die erfahrenen Untersucher (auf der linken Tabellenseite) haben trotz der routinierten Verfahrensweisen eine höhere tägliche Dosislast als die jüngeren Kollegen (rechts in den Tabellen). Ursache dafür ist eine erhöhte Untersuchungsfrequenz und auch ein erhöhter Schwierigkeitsgrad der durchzuführenden Prozedur. Zum Beispiel wird immer ein erfahrener Kollege den Eingriff beenden, sollte der unerfahrene Kollege an den Umständen der Untersuchung scheitern. Diese beiden Tatsachen können nicht durch den Umstand ausgeglichen werden, dass erfahrene Untersucher auch wesentlich strahlenhygienischer arbeiten können als die anzulernenden bzw. unerfahreneren Kollegen. Beziehungsweise sollte man annehmen, dass die jüngeren Kollegen schon an das strahlenhygienische Arbeiten herangeführt werden, und somit eine weitere Dosisersparung durch entsprechende Maßnahmen des Untersuchers kaum noch möglich ist. Die Dosisbelastung des Untersuchers scheint auch nicht von einem zu geringen Anteil vom Schwierigkeitsgrad der Untersuchung und die Anzahl der durchzuführenden Prozeduren determiniert zu sein. Strahlenhygienische Schutzmaßnahmen zur Reduzierung der Exposition sind wichtig, um diese Strahlenexposition dann nicht zu exponentieren.

Während der Untersuchungen wurden lediglich Koronarangiographien und Interventionen beachtet, jedoch keine anderen anfallenden Tätigkeiten wie elektrophysiologische Untersuchungen oder auch Schrittmacherimplantationen. Somit ist die tatsächliche jährliche Dosisbelastung eines Interventionalisten, der elektrophysiologische Untersuchungen und Schrittmacherimplantationen vornimmt, als weitaus höher einzustufen, als es die hier angegebenen Daten angeben. Da das Dosisflächenprodukt bei Beachtung aller Prozeduren ca. um ein Drittel gesteigert wird, ist dies im Mindesten auch für die Dosis des Untersuchers zu erwarten.

Aus den statistisch oben aufgeführten Langzeitdaten des Herzkatheterlabores und der während der dosimetrischen Messungen erfassten Dosis pro Dosisflächenprodukt ist es möglich, die jährliche Teilkörperdosis abzuschätzen und

Analyse und Ergebnisse

festzustellen, ob empfohlene Grenzwerte überschritten wurden. Es wurde bei dieser Abschätzung angenommen, dass sich die exprimierte Untersucherdosierung proportional zum Dosisflächenprodukt verhält. Diese Maßgabe ist vertretbar, da die Dosis des Untersuchers immer einem gewissen Anteil der abgestrahlten gesamten Dosis und damit dem Dosisflächenprodukt entsprechen muss. Das Dosisflächenprodukt hängt jedoch offensichtlich davon ab, inwieweit stabile Bedingungen während der gesamten Untersuchung für den entsprechenden Teil des Körpers vorlagen. Entsprechende Hinweise ergeben sich bereits aus der Auswertung der Teilkörperdosen (siehe Tabelle 2).

Während der Messungen ergeben sich durchaus unterschiedliche Korrelationen von Dosis und Dosisflächenprodukt nach den einzelnen Körperpartien. Eine gute Korrelation lässt sich am rechten Auge und linken Unterschenkel wie in Abbildung 12 und Abbildung 13 ersichtlich wird. Die hier dargestellten Messpunkte stehen für jeweils einen Dosiswert an der entsprechenden Körperstelle mit der Zuordnung zum jeweiligen Dosisflächenprodukt, also ein Beobachtungstag im Messzeitraum. Idealerweise würde sich zwischen Dosis und Dosisflächenprodukt ein linearer Zusammenhang ergeben, und die Messwertpaare würden somit auf einer Gerade liegen.

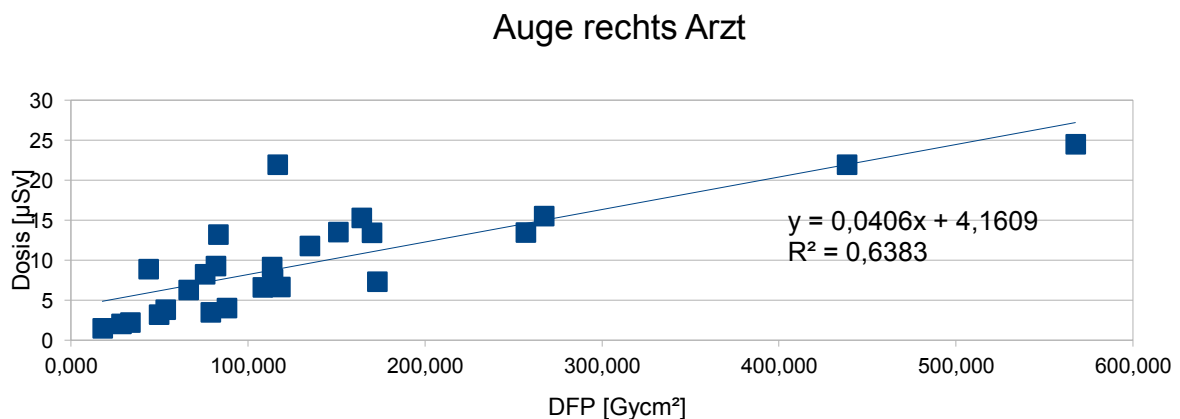


Abbildung 12 Zusammenhang Dosis und Dosisflächenprodukt

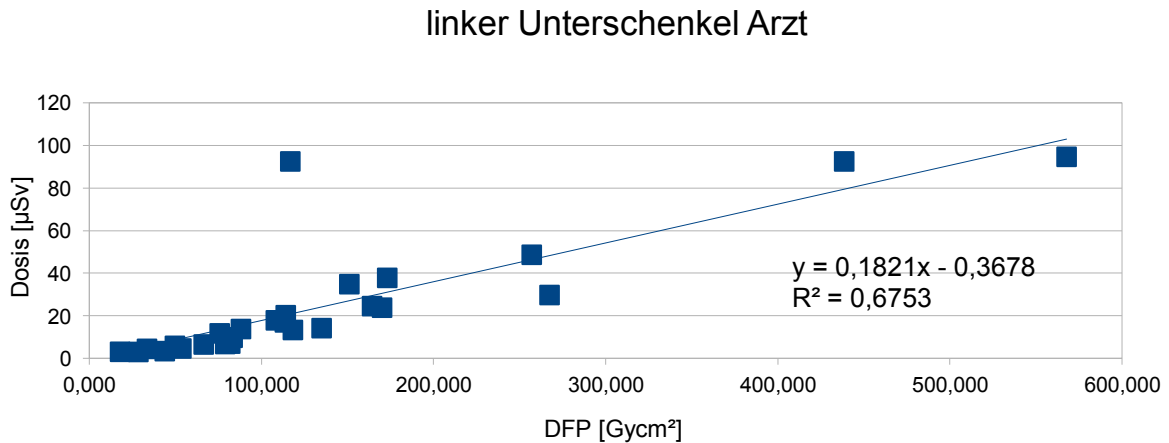


Abbildung 13 Zusammenhang Dosis und Dosisflächenprodukt

Im Bereich der linken Hand, bei der während der Untersuchung eine Exposition auch im Strahlengang oder zumindest in unmittelbarer Nähe nicht auszuschließen ist, ergibt sich wie in Abbildung 14 auch keine Korrelation zwischen Dosis und Dosisflächenprodukt. Der Korrelationskoeffizient R^2 ergibt null.

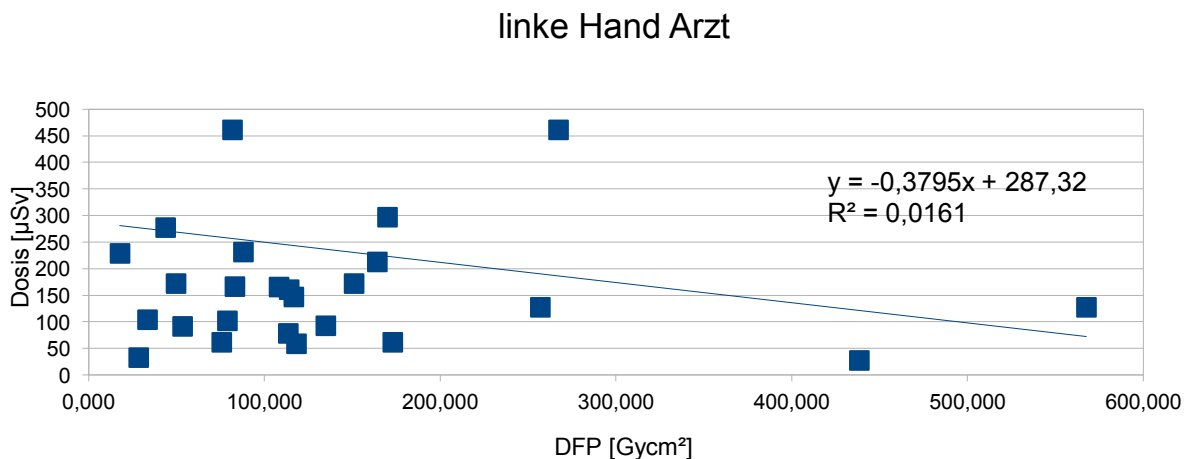


Abbildung 14 Zusammenhang Dosis und Dosisflächenprodukt

In diesem Zusammenhang wird folgender Diskussionsbeitrag an dieser Stelle bewusst eingefügt. Auch in der Literatur wird ein linearer Zusammenhang zwischen Dosis und Dosisflächenprodukt kontrovers dargestellt. E. Vano et al konnten einen Zusammenhang zwischen Dosis und Dosisflächenprodukt mit Korrelationskoeffizienten von 0,99 nachweisen. Dabei wurde die Streustrahlung an den Augen des Kardiologen gemessen [Vano et al, 2009]. Auch eine Arbeit in der

interventionellen Radiologie bestärkt die Möglichkeit die Dosis des Untersuchers über das Dosisflächenprodukt abzuschätzen, da sich der Zusammenhang zwischen Dosis und Dosisflächenprodukt linear darstellte [Williams, 1997]. Hingegen wurde in diversen anderen Arbeiten nur eine schlechte Korrelation dieser beiden Werte gefunden. Dabei wurde die Dosis v.a. an den Schultern oder am Schilddrüsenschutz gemessen. Als mögliche Ursache wurde der unterschiedliche und individuelle Einsatz von Dosisschutzmaßnahmen wie Bleiplexiglasscheiben gesehen [Tsapaki et al, 2004,2005; Häusler, 2005].

Letztlich ist eine direkte Korrelation zwischen Dosis des Untersuchers und Dosisflächenprodukt nur eingeschränkt möglich. Man muss stets individuelle Faktoren beachten und kritisch interpretieren. Jedoch ist das Dosisflächenprodukt ein Maß für die abgegebene Strahlung der Röntgenröhre und somit die Dosisbelastung des Untersuchers immer im Zusammenhang mit dem Dosisflächenprodukt zu sehen.

Die jährliche Dosisbelastung des Untersuchers wurde mit Hilfe der mittels Thermolumineszenzdosimeter bestimmten Dosis/Dosisflächenprodukt- Quotienten, den aus den Langzeitdaten des Herzkatheterlabores verfügbaren Dosisflächenprodukten und der durchschnittlichen Arbeitsbelastung des Untersuchers im Referenzzeitraum die jährliche Gesamtdosis eines Untersuchers abgeschätzt. Dabei wurden 230 Arbeitstage mit einem durchschnittlichen täglichen Dosisflächenprodukt von 71Gycm² angesetzt. Dies entspricht der durchschnittlichen Dosisbelastung von Kardiologe B und C – den am kontinuierlichsten im Herzkatheterlabor eingesetzten Kollegen.

Arzt	Dosis in mSv/y nach Dosis/DFP	Dosis in mSv/y nach Dosis/d	zulässiger Grenzwert in mSv/y
rechtes Auge	1,2	2,2	150
linkes Auge	3,8	7,3	150
rechte Hand	3,9	7,6	500
linke Hand	27,6	53,7	500
rechte Schulter	0,7	1,5	500
linke Schulter	15,3	29,7	500
rechter Unterschenkel	2,8	5,5	500
linker Unterschenkel	2,9	5,7	500

Tabelle 6 Vergleich zwischen jährlichem Dosisgrenzwert und geschätzter jährlicher Dosisexposition

In Tabelle 6 ist die Hochrechnung der jährlichen Dosisexposition des Untersuchers dargestellt. Zum Vergleich wurde hier auch die im Messzeitraum gemessene tägliche

Dosis als Tagesdosis verwertet. Außerdem ist der zulässige Dosiswert für die jährliche Teilkörperbelastung aufgeführt. Wie zu erwarten war, ist die mithilfe der im Messzeitraum gemessenen jährlichen Dosisexposition wesentlich höher als die mithilfe des Dosis/Dosisflächenprodukt geschätzten Dosis. Die entsprechenden Ursachen wurden bereits weiter oben aufgeführt. Man muss hierbei jedoch betonen, dass die hier aufgeführten Werte lediglich Schätzungen sind. Die tatsächliche jährliche Dosisbelastung wird sich mit hoher Sicherheit in diesem Bereich befinden. Jedoch ist nicht auszuschließen, dass gerade aufgrund komplizierter und anspruchsvoller Eingriffe die realen Dosiswerte doch höher liegen könnten. Schließlich ist das Dosisflächenprodukt ein Maß für die abgegebene Dosis, jedoch nicht für die während der Prozedur herrschenden Bedingungen und damit ist das Dosisflächenprodukt nicht mit der Einhaltung einer effektiven Strahlenhygiene verknüpft.

3.5 Einflussgröße Zugangsweg

Bei einer Untersuchung im Messzeitraum wurde der cubitale Zugang rechts am ausgelagerten Arm nach Sones gewählt. Vor dieser Untersuchung fanden an diesem Messtag auch zwei Untersuchungen statt, die dem üblichen Klinikstandard folgend über die rechte Femoralarterie erfolgten. Aufgrund einer möglichen Verzerrung der Messdaten wurde dieser Messtag bei der standardisierten Messreihe nicht berücksichtigt.

Obwohl die beiden anderen Prozeduren, die an diesem Tag durchgeführt wurden ebenfalls im gleichen Dosisflächenproduktbereich lagen wie der Eingriff über den cubitalen Zugang, verdoppelten sich die Dosiswerte nahezu im Vergleich zu einem ähnlichen Messtag, an dem jedoch ausschließlich der femorale Zugang gewählt wurde.

Ursache dafür ist offensichtlich der fehlende, an der Decke montierte Bleiplexiglasschirm. Somit befindet sich der Untersucher ungeschützt im Streustrahlenfeld und zudem wesentlich näher an der Streustrahlenquelle.

Datum	13.07.2009	05.08.2009
DFP [Gycm ²]	256,858	236,357
Dosis [μ Sv]:	femoral	cubital
Auge rechts	13,4	31,4
Auge links	43,3	94,1
Hand rechts	29,7	75,5
Hand links	127,4	588,0
Schulter rechts	17,6	14,0
Schulter links	104,3	232,5
Unterschenkel rechts	31,9	31,0
Unterschenkel links	48,8	52,7

Tabelle 7 Vergleich femoraler vs. cubitaler Zugangsweg

In Tabelle 7 ist die direkte Gegenüberstellung der beiden oben beschriebenen Messtage. Dabei wird eine erhöhte Exposition mit Ausnahme beider Unterschenkel beim Nutzen des cubitalen Zugangsweges deutlich. Die Unterschenkel wurden durch die montierte Bleischürze an der Unterseite des Tisches geschützt. Die übrigen Werte zeigen durchgehend eine Verdopplung bis Vervierfachung der Dosiswerte. Dies zeigt einen Nachteil des cubitalen Zugangsweges gegenüber dem femoralen Zugang im Hinblick auf die Strahlenexposition des Untersuchers. Es muss beachtet werden, dass die entsprechenden Messwerte durch die regulär durchgeführten Untersuchungen via der Arteria femoralis, die vor dem Eingriff mit dem Zugang nach Sones stattfanden, abgeschwächt werden. Somit sollte man, um die entsprechenden realen Messwerte zu erhalten die entsprechenden Faktoren verdreifachen (da ja insgesamt drei ähnliche Untersuchungen an diesem Tag durchgeführt wurden).

Somit bewirkt eine fehlende oder die ineffektive Nutzung der Bleiplexiglasscheibe mindestens eine Vervierfachung aber noch viel wahrscheinlicher eine Verzehnfachung der Dosiswerte für die obere Extremität.

3.6 Vergleich zwischen mono- und biplanem Herzkatheterarbeitsplatz

An 5 Tagen im Untersuchungszeitraum wurden die Strahlenmessungen an der monoplanen Anlage der Herzkatheteranlage durchgeführt. Diese Untersuchungen wurden nur von einem Arzt durchgeführt, um sie direkt mit den Messwerten der biplanen Anlage vergleichen zu können. Dabei wurden auch nur Interventionen ausgewertet, wie oben beschrieben standardisiert waren.

Um ebenfalls verschiedenartige Eingriffe bei der relativ geringen Anzahl der Untersuchungen vergleichen zu können, wurde die jährliche Dosisbelastung mithilfe des Quotienten aus Dosis und Dosisflächenprodukt abgeschätzt. Es ist jedoch zu betonen, dass es bei dieser Schätzung um den Vergleich zwischen den beiden Anlagen geht und weniger um die absolute Dosisbelastung. Schließlich werden in der Praxis weniger koronarinterventionelle Prozeduren an einer monoplanen Anlage durchgeführt.

Position	monoplan	biplan	Faktor
rechtes Auge	1,1	0,8	1,38
linkes Auge	4,8	2,2	2,17
rechte Hand	4,3	3,0	1,44
linke Hand	21,3	14,5	1,47
rechte Schulter	1,0	0,6	1,66
linke Schulter	20,8	12,3	1,70
rechter Unters.	2,3	2,5	0,95
linker Unters.	2,7	2,8	0,96

Tabelle 8 geschätzte jährliche Kumulativdosis [mSv]

In Tabelle 8 sind die in dieser Weise berechneten Werte dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die Dosisbelastung an der monoplanen Anlage, unter der Annahme, dass alle Untersuchungen eines Jahres an der monoplanen Anlage durchgeführt werden, bei der gleichen Abgabe an Dosis eine höhere Dosisbelastung für den Untersucher ergibt. Lediglich an den Unterschenkeln scheint der dort montierte Bleischutz an beiden Anlagen effektiv und gleichsam zu schützen. Die anderen Körperpartien werden jedoch in dieser Untersuchung an der monoplanen Anlage mit der 1,5 bis zweifachen Strahlungsdosis ausgesetzt. Diese Aussage, dass die Strahlenexposition an biplanen Herzkatheteranlagen im Vergleich zu monoplanen

Herzkatheteranlagen geringer ist, sollte jedoch durch größere Zahlen von Untersuchungen untermauert werden.

3.7 Nachweisgrenze der Thermolumineszenzdosimeter

Während der Messung im Herzkatheter wurde immer ein Paar Thermolumineszenzdosimeter im Transportumschlag belassen, um die Nachweisgrenze der Strahlenexposition ermitteln zu können. Dazu wurde zu jeder Messung der ermittelte Dosiswert der unbestrahlten Thermolumineszenzdosimeter von den während der Untersuchung gemessenen Werten abgezogen. Die in dieser Arbeit vorgestellten Werte sind somit als absolut zu betrachten. Die Schwankungen der Genauigkeit der Thermolumineszenzdosimeter sind intrinsisch in den Messergebnissen verrechnet. Um die Genauigkeit der Thermolumineszenzdosimeter zu gewährleisten, wurden diese mehrmals wie oben beschrieben kalibriert. Dort zeigte sich eine Schwankung im Ansprechverhalten von durchschnittlich 2%.

In der Analyse der von den nicht exponierten Thermolumineszenzdosimeter erfassten Grundstrahlung wurde ein Wert von $5,8 \mu\text{Gy}$ [S.D.: $3,8 \mu\text{Gy}$] ermittelt. Man kann also davon ausgehen, dass bei Werten über $10 \mu\text{Gy}$, die Thermolumineszenzdosimeter auch tatsächlich exponiert waren. Die ermittelten Messwerte lagen alle eindeutig über dieser Grenze.

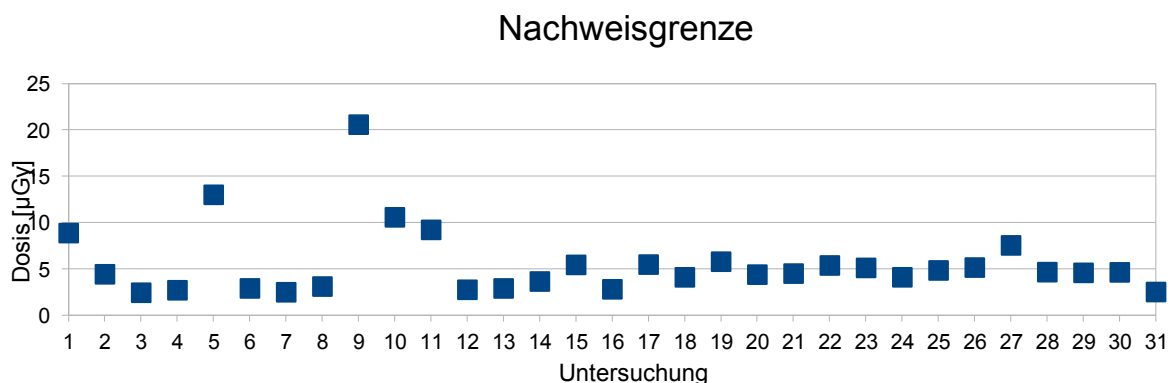


Abbildung 15 Ausgelesene Dosis der unbenutzten TLD

Analyse und Ergebnisse

In Abbildung 15 kann man deutlich erkennen, dass die meisten Messwerte um den Mittelwert schwanken. Lediglich fünf Tage weichen deutlich ins positive ab, wovon einer mit maximal 20 μGy die maximale Abweichung darstellt.

Letztlich kann man die Messgenauigkeit der verwendeten Thermolumineszenzdosimeter als zuverlässig einschätzen. Ein Anhalt für Fading (verminderte Ansprechbarkeit der Dosimeter mit steigender Nutzungsdauer) ergibt sich aus dieser Darstellung nicht.

4. Diskussion

4.1 Einordnung der Dosisgröße

Bei der exponierten Strahlung handelt es sich um Röntgenstrahlung, bei der der relative Wichtungsfaktor eins beträgt. Somit entsprechen die gemessenen Messwerte in [mGy] denen in [mSv]. Bezieht man sich auf die Richtlinien der International Commission on Radiological Protection (ICRP) von 2007, in denen eine Maximaldosis für die Augenlinse von 150 mSv pro Jahr und für die Haut und die Extremitäten von 500 mSv pro Jahr empfohlen wird [Wrixon, 2008], erkennt man, dass selbst die maximal zu erwartende Dosis der linken Hand mit ca. 50 mSv, deutlich unter den empfohlenen Grenzwerten liegt. Auch die Dosisbelastung des linken Auges ist mit ca. 7 mSv pro Jahr deutlich unter dieser Grenze.

Unter den untersuchten Bedingungen und der Möglichkeit der Reduktion von Strahlenexposition durch die moderne Herzkatheteranlage für den einzelnen Arzt erscheint ein sicheres Arbeiten möglich.

Vergleicht man die jährliche Exposition mit der natürlichen Hintergrundstrahlung (3mSv pro Jahr) [Nickoloff et al, 2008], so erhält man für die stark exponierten Körperteile, wie die linke Hand, das 17fache, - für weniger exponierte Stellen wie das linke Auge - in etwa die zweifache Dosis. Gut geschützte Körperteile, wie beispielsweise die rechte Schulter, werden nicht einmal mit der Hälfte der natürlichen Hintergrundstrahlung belastet. Man erhält somit eine relativ inhomogene Verteilung der Strahlenbelastung. Es ist jedoch zu bedenken, dass die derzeit empfohlenen Grenzwerte erst überschritten werden, wenn die Teilkörperexposition das 50fache für die Augenlinsen beziehungsweise das 166fache für die Hände der natürlich vorherrschenden Strahlenexposition betragen würde.

Diskussion

Im Bezug auf die Empfehlung der empfohlenen Dosisgrenzen findet derzeit eine Novellierung statt. Die Europäische Union arbeitet derzeit an einer neuen Fassung der "Basic Safety Standards". Hierzu werden auch die neuen Empfehlungen der International Commission on Radiation Protection einfließen. Ziel ist es die

Jahr	E/y	Auge/Proz.	Hals/Proz.	Schulter/Proz.	Hand/Proz.	Untersch./Proz.	Autor
1990	x	400µSv	x	x	680µSv	x	Medeiros et al (1)
1993	x	x	x	x	5-11µSV	x	Grant et al (1)
1996	x	x	x	x	300 - 545µSv	x	Steffenino et al (1)
1997	2,8mSv	x	50µSv	x	x	x	Zorzetto et al
1997	1,7 - 3,5mSv	x	x	x	x	x	Folkerts et al (abstr)
1998a	x	re:167µSv li:294µSv	x	li: 618µSv	re:191µSv li:364µSv	x	Vano et al
1998	x	364µSV	x	x	364µSv	x	Vano et al (1)
1998	x	x	x	x	50 - 140µSV	x	Padovani et al (1)
2000	3,7mSv	li 149µSv	x	x	li: 338µSv	li: 92µSv	Chong et al (abstr)
2002	x	x	34,8 - 97µSv	x	x	x	Delichas et al
2003	0,04 - 0,05mSv	x	x	x	x	x	Efstathopoulos et al
2004	x	x	x	li: 59 - 98µSv	x	li: 73 - 201µSv	Tsapaki et al
2005	x	x	x	x	60 - 350µSv	x	Whitby, Martin
2005	x	x	x	li: 13,1 - 20,1µSv	li: 9,6 - 20,1µSv	x	Trianni et al
2005	x	x	x	li: 90 - 157µSv	li: 66 - 173µSv	x	Tsapaki et al
2006	11,6 - 1,2mSv	x	x	x	x	x	Vano et al
2008	x	x	x	12,6µSv	27,0µSv	13,0µSv	Tsapaki et al
2008	1,3mSv	x	x	x	x	x	Foti et al
2009	x	2,4µSv	10,3µSv	x	89,4µSv	54,0µSv	Häusler et al
2010	2,04mSv	x	x	x	x	x	Signorotto et al
2011	x	13µSv	x	x	li 493µSv	li: 78µSv	Efstathopoulos et al
2009	x	re:5,9µSv li:18,3µSv	x	re:3,5µSv li:50,0µSv	re:11,9µSv li:84,7µSv	re:8,4µSv li:13,2µSv	Daten dieser Arbeit (2)

Tabelle 9 Übersicht bereits veröffentlichter Arbeiten zur Personaldosimetrie in [µSv]; E in mSv; 1: aus Staff dosimetry in interventional cardiology, review [Padovani, Rodella 2001]; 2: Errechnung aus den durchschnittlichen Interventionen pro Tag und durchschnittlicher Dosis pro Tag von Dr. Klein

empfohlenen Verfahrensweisen in der Europäischen Union zu standardisieren und Strategien zum Dosismonitoring zu etablieren [Mundigl, 2011].

In Tabelle 9 sind die Ergebnisse bereits durchgeführter Untersuchungen zur Dosimetrie in der interventionellen Kardiologie dargestellt. Daraus geht hervor, dass die Ergebnisse deutlichen Schwankungen unterliegen. Die Ergebnisse dieser Arbeit stimmen jedoch mit einer maximalen durchschnittlichen Exposition von unter 100µSv

pro Prozedur an den meist exponierten Teilen des Körpers mit der Literatur überein. In den Übersichten ist jedoch kein Zusammenhang zwischen den Arbeits- und Dosisschutzmaßnahmen dargestellt. Tendenziell nimmt die Exposition im Laufe der Jahre ab.

Besonders deutlich wird dies in der Arbeit von Vano et al von 2005, in der die Exposition des Untersuchers über Zeitraum von 15 Jahren gemittelt wurde und dann im Bezug untereinander verglichen wurde. Dabei zeigte sich, dass die sich Dosis um den Faktor 14 senken ließ, indem eine neue Herzkatheteranlage installiert wurde, Schulungsprogramme mit den Interventionalisten und Qualitätskontrolle eingeführt wurden. Diese Arbeit zeigt ebenfalls, dass mit einfachen Mitteln des Strahlenschutzes ein hoher Effekt auf die Dosisersparung auszuüben ist. Die Exposition für den jeweiligen Untersucher ist jedoch in der Vergangenheit wesentlich höher anzunehmen, als die in den letzten 10-15 Jahren ermittelten Dosiswerte es aufweisen. Wie hoch genau, lässt sich leider aufgrund des Mangels an Daten nur abschätzen [Vano et al, 2005].

4.2 Das moderne Herzkatheterlabor

Die technische Entwicklung der Herzkathetertechnologie ist in den letzten Jahren deutlich vorangeschritten. Der Einsatz von gepulster Fluoroskopie oder von Flachdetektorsystemen, die eine digitale Erfassung und Nachbearbeitung des Bildmaterials ermöglichen, stellen einen wichtigen Schritt zur Reduktion der Strahlendosis dar.

Es ist jedoch offensichtlich, dass in einem Zeitraum von vor 10 Jahren nicht unter solchen Bedingungen gearbeitet wurde oder gearbeitet werden konnte. Die Röntgenanlage selbst samt Detektorsystem ist dabei nur ein Baustein des Strahlenschutzes in der interventionellen Kardiologie. Ein wesentliches Detail ist auch die Sensibilität des Untersuchers und des nichtärztlichen Personals gegenüber den weiteren Maßnahmen des Strahlenschutzes.

Viele Strahlenschutzmaßnahmen setzen beim Verhalten des Untersuchers an, wie z. B. das Tragen eines Schilddrüsenschutzes oder der effektive Einsatz von

beweglichen Blei-plexiglasscheiben. Auch der Einsatz von neuen Bildakquisitionsmethoden, wie die Rotationsangiographie oder die Bevorzugung von rechts- anterioren Angulationen tragen ihren Teil dazu bei. Die Berücksichtigung dieser Maßnahmen müssen natürlich gelehrt und in ihrer Effektivität überprüft werden.

Eine allgemeine Bereitschaft zum Strahlenschutz sollte bei jedem vorhanden sein, der mit ionisierender Strahlung arbeitet. Jedoch zeigte eine Befragung zur Dosimetrie in der interventionellen Kardiologie in verschiedenen Ländern, dass zunächst nur 40% der Angefragten antworteten und Dosiswerte bereitstellen konnten. Die dort ermittelten Werte waren niedriger als man aus bisherigen Studien erwartet hätte. Daraus kann geschlossen werden, dass die Dosimeter in der täglichen Routine nicht regelmäßig getragen werden und damit die Dosimetrie ineffektiv und nicht kontinuierlich bei jeder Untersuchung durchgeführt wurde [Padovani et al, 2011].

Ein Beispiel für ein Programm zum Dosismonitoring wurde in Spanien initiiert [Sanchez et al, 2011]. Erste Zwischenergebnisse liefern zum einen Dosisreferenzwerte für das Dosisflächenprodukt als Dosiskorrelat für den Patienten. Hier zeigen sich jedoch auch große Schwankungen zwischen den Krankenhäusern. Somit erscheint es möglich, systematisch und global die Exposition in allen Einrichtungen zu senken, wenn die Verfahrensunterschiede herausgearbeitet, und Arbeitsschritte zur standardisierten Dosismessung festgelegt werden. Die Dosimetrie des Personals war in diesem Ansatz nur unzuverlässig möglich, da auch hier die Filmdosimeter in nur 50% der Fälle getragen wurden [Sanchez et al, 2011].

Letztlich sollte die schlechte Compliance des Personals hinsichtlich des Tragens der Filmdosimeter berücksichtigt werden. Die Frage nach alternativen Messverfahren ist zu stellen. "Aktive Personendosimeter" befinden sich in der Entwicklung und ermöglichen das sofortige Ablesen einer exprimierten Dosis. Wichtig ist hierbei, dass auch gepulste Strahlung detektiert werden kann [Clairand et al, 2011].

In einem Feldversuch wurde ein aktives Personendosimeter bereits getestet [Sanchez et al, 2010]. Durch die Echtzeit Übermittlung der exponierten Strahlung konnte eine Optimierung des Strahlenschutzes erzielt werden. Die jeweilige Dosisexposition war sofort ablesbar. Sicherlich ist auch anzunehmen, dass aufgrund

Diskussion

der unmittelbaren Verfügbarkeit des jeweiligen Expositionswertes, die Bereitschaft zum Tragen solcher Dosimeter gesteigert würde [Sanchez et al, 2010].

In Tabelle 10 sind die in der Literatur gesammelten Faktoren zum Einsparen von Dosis durch die jeweiligen Maßnahmen aufgeführt.

Dosisreduktionsfaktor	Maßnahme	Autor
30	Brille mit Bleigläsern	Martin 2010
20	Bleischürze	Martin 2010
20	Untertischbleischutz	Kuon 2010
14	An der Decke montierte Bleiplexiglasscheibe	Martin 2010
10	An der Decke montierte Bleiplexiglasscheibe	Kuon 2010
10	moderne optimierte Herzkatheteranlage	Nickoloff et al 2007
6	Schilddrüsenschutz	Martin 2010
6	Zugangspunkt/ Arbeitsplatzorganisation	Martin 2010
5	Optimierung der Position des beweglichen Bleischutzes	Fetterly et al 2011
3,3	RAO statt LAO Angulationen	Kuon et al 2004
3,3	gepulste Fluoroskopie mit Einblenden	den Boer 1994
3	An der Decke montierte Bleiplexiglasscheibe	Vano et al 1998a
1,5	Moderne Herzkatheteranlage (Vergleich E vor und nach 2000)	Pantos et al 2009
0,33	Arbeitszeit > 6h	Kuon 2010

Tabelle 10 Dosisparmaßnahmen und entsprechende Faktoren

Maßnahmen zum Strahlenschutz zeigen in der Regel synergistische Effekte. Eine korrekt platzierte, an der Decke montierte Bleiplexiglasscheibe schützt die Augenlinsen vor Streustrahlung. Der Wert der Dosisreduktion lässt sich durch das Tragen einer Bleiglasbrille noch einmal mit dem Faktor 30 weiter reduzieren. Somit ist durch das Vorhandensein eines zusätzlichen Bleischutzes und durch den effektiven Einsatz von Bleischutz und Bleiglasbrille eine Dosisreduktion für die Augen um nahezu auf ein tausendstel möglich.

Auch in dieser Arbeit ergaben sich Hinweise auf entsprechende Dosiserspareffekte. Der Schutzfaktor der Bleiplexiglasscheibe kann auf einen Faktor von vier bis 10 geschätzt werden. Eine schwierig durchzuführende Intervention führt außerdem nahezu zu einer Verdopplung der Exposition. Selbst der erfahrene Untersucher kann durch den Einsatz anerkannter strahlenhygienischer Maßnahmen diesen Expositionszuwachs nicht eindämmen. Auch entgegen aller Erwartungen weisen jüngere Kollegen wahrscheinlich keine drastisch größere Exposition im Jahresmittel. Die Exposition der erfahreneren Kollegen ist durch die Durchführung schwieriger Interventionen und höherer Fallzahlen deutlich höher.

Diskussion

Würde man ein Fehlen dieser Maßnahmen auf die in dieser Arbeit erhobenen Messwerte annehmen, bei denen ja die vorhandenen mobilen Bleiabschirmungen genutzt wurden, so erhält man eine Abschätzung der jährlichen Strahlenexposition, die deutlich über den aktuell vorherrschenden Grenzwerten liegen und somit auch langfristig gesundheitliche Schäden für den interventionell tätigen Kardiologen erwarten lassen würden. Derartige Szenarien sind für ältere Katheteranlagen in den 90er Jahren durchaus denkbar. Denn in dieser Zeit wurde oft mit ärztlichem Assistenzpersonal gearbeitet, die auf der gegenüberliegenden Seite des interventionell arbeitenden Kardiologen ohne Bleiplexiglasschutz positioniert war.

Berücksichtigt man, dass die meisten in Deutschland derzeit verfügbaren Herzkatheterarbeitsplätze nicht der neuesten Generation angehören (Faktor 3,3 [den Boer, 1994]) und diese ohne bewegliche Bleiplexiglasscheibe betrieben werden (Faktor 10 [Daten dieser Arbeit; Kuon, 2010]) und die linke Hand des Untersuchers teilweise im Rahmen von kardiopulmonalen Reanimationen oder ähnlichen kritischen Zustand des Patienten im Strahlenfeld bewegt wird, ist eine Überschreitung der jährlich empfohlenen Dosiswerte insbesondere im Bereich der linken Hand als nicht unwahrscheinlich anzunehmen (siehe Abbildung 16).

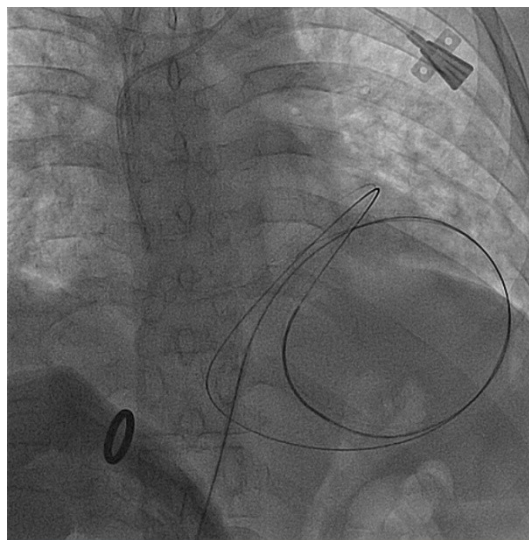


Abbildung 16 Sichtbare Hand des Untersuchers im Strahlengang (unten links im Bild) während der schwierigen Platzierung des Führungsdrahtes

Wird weiterhin angenommen, dass der Arbeitsablauf hinsichtlich der bestehenden Empfehlungen und Verhaltensweisen zum Strahlenschutz nicht optimiert wurde, ergibt sich eine weitere Potenzierung der Strahlendosen (Faktor 6 [Martin, 2010]). Eine Abschätzung der durchschnittlichen Exposition eines interventionellen

Diskussion

Kardiologen vor noch wenigen Jahren, basierend auf den in dieser Arbeit erhobenen Daten und den in der veröffentlichten Literatur publizierten Dosisinsparfaktoren ist in Tabelle 11 dargestellt. Hierbei ist eine Überschreitung der jährlich empfohlenen Teilkörperdosis rot hinterlegt.

Faktor	jährliche Exposition im Messzeitraum	Betrieb über veraltete Anlage (1)	fehlender Bleiplexiglasschirm (2)	Arbeitsablauf ineffektiv (3)
Position		3,3x	10x	6x
Auge rechts	2,2	7,4	74,2	445,1
Auge links	7,3	24,1	240,9	1445,5
Hand rechts	7,6	25,2	252,0	1512,2
Hand links	53,7	177,1	1771,2	10626,9
Schulter rechts	1,5	4,8	48,0	288,2
Schulter links	29,7	98,0	979,8	5878,8
Unterschenkel rechts	5,5	18,2	182,5	1094,9
Unterschenkel links	5,7	18,8	188,1	1128,9

Tabelle 11 Abschätzung der jährlichen Exposition eines interventionellen Kardiologen vor ca. 10y in [mSv] (rot hinterlegt ist die Überschreitung der empfohlenen Jahresdosis) Nachweise: 1 [den Boer, 1994]; 2 Daten dieser Arbeit, [Kuon, 2010]; 3 [Martin, 2010]

Man kann erkennen, dass schon allein durch das Fehlen dieser drei hier aufgeführten Dosisparmaßnahmen die empfohlene Grenze für die Teilkörperdosis überschritten wird. Eine in dieser Weise hoch anzunehmende Exposition war vor über 10 Jahren also durchaus möglich. Die jährliche Strahlenbelastung des Untersuchers war sicherlich deutlich höher als es die aktuellen Messwerte dieser Arbeit aufzeigen. Sicherlich waren in diesen Jahren die Fallzahlen in einigen Zentren nicht geringer, jedoch waren die Untersuchungen mit schlechteren Anlagen länger und es arbeiteten auch weniger Ärzte in der interventionellen Kardiologie, sodass dieser Faktor der Strahlenexposition eher höher anzusehen ist als angenommen wird. Es ist schwierig zu belegen, dass die erhöhte Exposition vor dem Jahre 2000 auch einen sicherlich statistisch signifikanten biologischen Effekt bei den Betroffenen widerspiegeln muss.

4.3 Besteht ein biologischer Effekt durch repetitive, niedrige Dosen ionisierender Strahlung?

Das Risiko der Entstehung maligner Erkrankungen infolge der Exposition gegenüber ionisierender Strahlung in geringen Dosen ist schwer abzuschätzen. Ein

komplizierender Faktor ist die natürliche Hintergrundstrahlung, der jedes Individuum ausgesetzt ist, und die im Mittel ca. 3mSv pro Jahr entspricht. Somit wird der relative Unterschied zwischen nicht exponierten und Niedrigdosis exponierten Individuen oft sehr klein. Ein überzeugendes Modell, das das biologische Verhalten im Niedrigdosisbereich hinreichend erklärt, ist nicht eindeutig gesichert. Aus den Daten von den Überlebenden der Atombombenangriffe in Japan und von Mitarbeitern in Atomkraftanlagen, die dauerhaft, ihr Leben lang einer niedrigen Exposition ausgesetzt waren, beruhen die zur Zeit empfohlenen Grenzwerte zur maximal jährlichen Exposition [Gerber et al, 2009]. Basierend auf diesen Daten wurde für interventionell tätige Kardiologen, die schon lange Jahre im Herzkatheterlabor tätig waren und somit mit einer hohen kumulativen Dosis konfrontiert waren, das Risiko an einer neoplastischen Erkrankung zu erleiden, berechnet. Die Wahrscheinlichkeit dort ist mit 1/192 nicht zu vernachlässigen. [Venneri et al, 2009]. Vor allem wenn ungenügende Schutzmaßnahmen vorhanden waren, und die Exposition über viele Jahre unerkannt relativ hoch war, kann sich das Risiko an einer malignen Neoplasie zu erkranken auf bis zu 4% oder mehr für die restliche Lebenszeit des Untersuchers erhöhen [Limacher et al, 1998]. Auch in der Population von Arbeitern in Atomkraftanlagen erhöhte sich die Wahrscheinlichkeit um nahezu den Faktor zwei pro Sievert, bei kumulativer Exposition, an Krebs zu erkranken [Cardis et al, 2005]. Der Nachteil dieser Studien ist, dass in diesen Fällen immer von einer Ganzkörperexposition ausgegangen wurde. Das Personal im Herzkatheterlabor ist jedoch eher einer inhomogenen Exposition ausgesetzt. Somit bestehen nicht die gleichen Bedingungen und die damit hier aufgeführten Risiken sind nicht ohne weiteres auf die Strahlenexposition in der interventionellen Kardiologie zu übertragen.

Ein anderer Ansatz zur Detektion Strahlen induzierter Effekte sind hämatologisch-histologische Untersuchungen. In Leukozyten interventionell tätiger Kardiologen konnte eine erhöhte Anzahl von Micronucleoli gemessen werden, die als Marker zur Entwicklung maligner Erkrankungen gelten [Andreassi et al, 2009]. Sicherlich muss dieses Ergebnis in Zusammenhang mit anderen vorherrschenden Risikofaktoren gesehen werden. Jedoch ließ sich trotz der geringen Fallzahl, ein Unterschied zwischen exponierten und nicht exponierten Personen bei identischem Risikoprofil feststellen. Somit hat auch eine nur geringe Dosisbelastung einen signifikanten

Diskussion

biologischen Effekt auf den menschlichen Körper, dessen endgültige Beurteilung hinsichtlich des Schweregrades aussteht.

Neben dem Risiko, eine maligne Erkrankung zu erleiden, sollte man das Auftreten nichtmaligner Erkrankungen nicht unterschätzen. So gibt es Beispiele, dass beim Gebrauch unsachgemäßer Anlagen, schnell hohe Strahlendosen auftreten können, die unmittelbar zu strahleninduzierten Katarakten führen kann. Diese Anlagen wurden als Übertischanlagen betrieben. Desweiteren gab es bei den Fallbeschreibungen keine zusätzlichen Bleiabschirmungen [Vano et al, 1998b].

Dass Strahlenschäden auch an modernen Arbeitsplätzen auftreten, gilt als erwiesen. Die Rate von Linsenschäden ist 3 bis 5fach höher bei exponierten Personen als zu nichtexponierten Vergleichspopulationen [Ciraj-Bjelac et al, 2010; Vano et al, 2010].

5. Zusammenfassung

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Dr. med.

Evaluation der Teilkörperdosis des Personals in der interventionellen Kardiologie

eingereicht von: Christian Seeber

angefertigt am Universitätsklinikum Leipzig AöR in der Klinik für Innere Medizin,
Abteilung Kardiologie und Angiologie

betreut von Prof. Dr. med. Andreas Hagendorff

November 2012

Im Sommer 2009 wurden mithilfe von Thermolumineszenzdosimeter an mehreren Tagen an verschiedenen Untersuchern die Teilkörperdosisbelastung im Herzkatheterlabor des Universitätsklinikum Leipzig während koronarangiographischer Prozeduren erfasst. Dabei wurde jeweils die tägliche Exposition eines Untersuchers und der zugehörigen Assistenzpflegekraft mithilfe von Thermolumineszenzdosimeter während mehrerer Untersuchungen gemessen. Zur Abschätzung der jährlichen Gesamtdosis wurden die Dosismessungen im Zusammenhang zum Dosisflächenprodukt gesetzt und mit Daten der Untersuchungen aus dem Jahr 2011 zu einer jährlichen Kumulativdosis hochgerechnet.

Zusammenfassung

Die wesentlichen Aussagen der vorliegenden Aussagen sind folgende:

Es zeigten sich mit einer jährlichen Exposition von 54mSv an der linken Hand und 30mSv an der linken Schulter durchaus hinsichtlich der Strahlenschutzempfehlung vertretbare Werte. Auch die Exposition der Augenlinsen blieb mit einer Exposition rechts von 2mSv und links von 7mSv unterhalb der empfohlenen Richtwerte. Es zeigte sich:

- (1) Die linke Seite des Untersuchers ist einer größeren Dosisbelastung ausgesetzt als die rechte. Die untere Extremität ist durch die am Tisch montierte Bleischürze am effektivsten vor Streustrahlung geschützt. Insgesamt treten große individuelle Schwankungen der Dosisbelastung durch die Arbeitsweise der Untersucher, aber auch durch individuelle Verfahrensweisen während jeder einzelnen Intervention auf.
- (2) Die Dosisbelastung während Koronarangiographien ist deutlich geringer als bei Koronarinterventionen.
- (3) Die Dosisbelastung der assistierenden Pflegekraft ist nur ein Bruchteil der des ärztlichen Personals.
- (4) Die größte Bedeutung für die jährliche Dosisbelastung scheint die individuelle Arbeitslast des Interventionalisten zu spielen.
- (5) Insgesamt ist ein großer Abstand zur Strahlenquelle das wohl bewährteste, aber auch sicherste Mittel zur Dosisersparung.
- (6) Während der Durchführung von Prozeduren über die A. brachialis im Gegensatz zur A. femoralis wird die Dosisbelastung des Untersuchers deutlich erhöht. Wichtige Faktoren sind der verkleinerte Abstand zur Strahlenquelle und die fehlende Blei-plexiglasscheibe anzuführen. Insgesamt trat in dieser Arbeit eine Verzehnfachung der Dosiswerte auf.
- (7) Außerdem ergab sich der Hinweis, dass sich an monoplanen Anlagen im Vergleich zu einer biplanen Anlage die Exposition des Untersuchers verdoppeln kann.
- (8) Der Untersucher ist während koronarinterventioneller Prozeduren einem inhomogenen, sich nach den äußeren Gegebenheiten ständig änderndem Strahlenfeld ausgesetzt. Vorhersagen über lineare Zusammenhänge und mögliche Folgeschäden lassen sich nur sehr eingeschränkt treffen

Die wesentlichen Schlussfolgerungen aus der vorliegenden Arbeit sind folgende:

- (1) Die Dosisbelastung der Teilkörperbelastung des Personals ist bei Einhaltung der aktuellen Strahlenschutzmaßnahmen bei modernen Herzkatheteranlagen unterhalb der zulässigen Grenzwerte.
- (2) Ein Nichteinhalt jeglicher Strahlenschutzmaßnahmen – vor allem der fehlende Bleiplexiglasschutz bei Untersuchungen nach Sones – führt zu signifikanten Erhöhungen der Strahlendosis beim Arzt.
- (3) Unter der Annahme höherer Strahlungsintensitäten bei alten Anlagen vor dem Jahr 2000 und fehlenden Bleiplexiglaswänden oberhalb und unterhalb des Katheterpersonals kann eine Strahlenexposition der Teilkörperdosis über den zulässigen Grenzwerten als nahezu gesichert angenommen werden.
- (4) Es ist daraus weiter zu schließen, dass biologische Effekte bei Kardiologen durch die Arbeit in der interventionellen Kardiologie vor allem vor dem Jahr 2000 bestanden haben, und dass somit eine statistisch signifikante Zunahme strahlungsinduzierter maligner und nicht maligner Erkrankungen anzunehmen ist

Die Dosisbelastung des Untersuchers ist eine multivariable Größe. Die wichtigsten Determinanten wie das strahlenhygienische Arbeiten, die Installation einer modernen Anlage und die strikte Überwachung der Effektivität der getroffenen Maßnahmen bedürfen einer stetigen Optimierung im klinischen Alltag. Letztlich ist es im Bezug auf strahleninduzierte Gesundheitsfolgen für das im Herzkatheterlabor arbeitenden Personals und den Patienten wichtig, dass Strahlenschutz und dessen Optimierung genauso wichtig angesehen und eingehalten werden. Das Risiko von Folgeschäden lässt sich zum heutigen Zeitpunkt nicht genau abschätzen. Völlig risikofrei im Bezug auf schädliche Folgen durch ionisierende Strahlung kann daher die Arbeit selbst an einem modernen Herzkatheterarbeitsplatz nicht sein.

6. Literaturverzeichnis

- Andreassi M.G. et al (2009): Genetic polymorphisms in XRCC1, OGG1, APE1 and XRCC3 DNA repair genes, ionizing radiation exposure and chromosomal damage in interventional cardiologists. In: *Mutation Research* 666, S. 57–63.
- Bundesärztekammer (2012): Nationale Versorgungsleitlinie Koronare Herzerkrankung.
- Cardis, E. et al (2005): Risk of cancer after low doses of ionising radiation: retrospective cohort study in 15 countries. In: *British Medical Journal* 331, S. Epub.
- Chida K. et al (2010): Radiation dose and radiation Protection for Patients and Physicians During Interventional Procedure. In: *Journal of radiation research* 51, S. 97–105.
- Chong N.S. (2000): Evaluation of absorbed radiation dose to working staff during cardiac catheterization procedures (abstr.). In: *Zhonghua Yi Xue Za Zhi* 63 (11), S. 816–821.
- Ciraj-Bjelac O. et al (2010): Risk for Radiation-Induced Cataract for Staff in Interventional Cardiology: Is There Reason for Concern? In: *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 76, S. 826–834.
- Clairand I. et al (2011): Active personal dosimeters in interventional radiology: tests in laboratory conditions and in hospitals. In: *Radiation Protection Dosimetry* 144, S. 453–458.
- Cowena A.R., Davies A.G Sivananthanb M.U (2008): The design and imaging characteristics of dynamic, solid-state, flat-panel x-ray image detectors for digital fluoroscopy and fluorography. In: *Clinical Radiology* 63, S. 1073-1065.
- Delichas M. et al (2003): Radiation exposure to cardiologists performing interventional cardiology procedures. In: *European Journal of Radiology* 48, S. 268–273.
- den Boer, A. (1994): Reduction of radiation exposure while maintaining high-quality fluoroscopic images during interventional cardiology using novel x-ray tube technology with extra beam filtering. In: *Circulation* 89, S. 2710–2714.

- Duggan L et al (49): Variation in dose response with x-ray energy of LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters: implications for clinical dosimetry. In: *Physics in medicine and biology* 2004, S. 3831–3845.
- Efstathopoulos E. P. et al (2003): Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention. In: *Physics in medicine and biology* 48, S. 3059–3068.
- Efstathopoulos E. P. et al (2011): Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. In: *The British Journal of Radiology* 84, S. 70–77.
- Empfehlung der Strahlenschutzkommission: Interventionelle Radiologie, S. Banz Nr. 38a vom 07.02.2008.
- Erdmann (2005): Klinische Kardiologie. 6. Aufl.: Thieme.
- Fetterly K.A. et al (2011): Effective Use of Radiation Shields to Minimize Operator Dose During Invasive Cardiology Procedures. In: *Journal of the American College of Cardiology: Cardiovascular interventions* 4 (10), S. 1133–1139.
- Folkerts K.H. et al (1997): Estimation of radiation exposure and radiation risk for employees of a heart catheterization laboratory (abstr.). In: *Zeitschrift für Kardiologie* 86 (4), S. 258–263.
- Foti, C. et al (2008): Staff dosimetry in interventional cardiology: survey on methods and level of exposure. In: *Radiation Protection Dosimetry* 129 (1-3), S. 100–103.
- Gerber T.C. et al (2009): Ionizing radiation in cardiac imaging: a science advisory from the American Heart Association Committee on Cardiac Imaging of the Council on Clinical Cardiology and Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention of the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention. In: *Circulation* 119, S. Epub.
- Hanno Krieger (2001): Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz Band 2; Strahlungsquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie: Teubner Verlag.
- Häusler U. et al (2008): Radiation exposure of medical staff from interventional x-ray procedures: a multicentre study. In: *European Radiology* 19 (19), S. 2000–2008.
- Hirshfeld J. W. et al (2005): ACCF/AHA/HRS/SCAI Clinical Competence Statement on Physician Knowledge to Optimize Patient Safety and Image

- Quality in Fluoroscopically Guided Invasive Cardiovascular Procedures: A Report of the American College of Cardiology Foundation/ American Heart Association/ American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. In: *Circulation* 111, S. 511–532.
- Horowitz Y S (1981): The theoretical and microdosimetric basis of thermoluminescence and applications to dosimetry. In: *Physics in medicine and biology* 26 (4), S. 765–824.
 - Horowitz Y S (2006): Theories of TL systems: Failures, successes, conflicts, trends: Insights into possible future materials and techniques. In: *Radiation Protection Dosimetry* 119 (1-4), S. 124–129.
 - Kuon E. et al (2008): Radiation exposure in invasive cardiology. In: *Heart* 94, S. 667–674.
 - Kuon E. et al (2004): Identification of Less-Irradiating Tube Angulations in Invasive Cardiology. In: *Journal of the American College of Cardiology: Cardiovascular interventions* 44, S. 1420–1428.
 - Limacher M.C. et al (1998): Radiation Safety in the Practice of Cardiology. In: *Journal of the American College of Cardiology: Cardiovascular interventions* 31, S. 892–913.
 - Martin C.J. (2008): Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures. In: *Radiation Protection Dosimetry* 128 (4), S. 389–412.
 - Martin C.J. (2009): A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. In: *Radiation Protection Dosimetry* 136 (3), S. 140–157.
 - Martin C.J. (2011): Personal dosimetry for interventional operators: when and how should monitoring be done? In: *The British Journal of Radiology* 84, S. 639–648.
 - Moscovitch M. et al (2006): The application of LiF:Mg,Cu,P to large scale personnel dosimetry: Current status and future directions. In: *Radiation Protection Dosimetry* 119 (1-4), S. 248–254.
 - Mundigl S. (2011): Revision of the EURATOM Basic Safety Standards directive - Current status. In: *Radiation Protection Dosimetry* 144 (1-4), S. 12–16.
 - Nickoloff E L et al (2007): Influence of Flat-Panel Fluoroscopic Equipment Variables on Cardiac Radiation Dose. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 30, S. 169–176.

- Nickoloff E L et al (2008): Radiation Dose Descriptors: BERT, COD, DAP, and Other Strange Creatures. In: *Radiographics* 28, S. 1439–1450.
- Padovani R, Rodella C. A. (2001): Staff dosimetry in interventional cardiology. In: *Radiation Protection Dosimetry* 94 (Nos 1-2), S. 99–103.
- Padovani R. et al (2011): International project on individual monitoring and radiation exposure levels in interventional cardiology. In: *Radiation Protection Dosimetry* 144 (1-4), S. 437–441.
- Pantos I et al (2009): Patient Radiation Doses in Interventional Cardiology Procedures. In: *Current Cardiology reviews* 5, S. 1–11.
- Sanchez R. et al (2010): Staff Radiation Doses in a Real-Time Display Inside the Angiography Room. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 33, S. 1210–1214.
- Sanchez R. et al (2011): A national programme for patient and staff dose monitoring in interventional cardiology. In: *Radiation Protection Dosimetry* 147, S. 57–61.
- Signorotto P. et al (2010): Dosimetric data and radiation risk analysis for new procedures in interventional cardiology. In: *Radiation Protection Dosimetry* 142 (2-4), S. 201–208.
- Trianni A. et al (2005): Dose to cardiologists in haemodynamic and electrophysiology cardiac interventional procedures. In: *Radiation Protection Dosimetry* 117 (1-3), S. 111–115.
- Tsapaki V. et al (2004): Occupational dose constraints in interventional cardiology procedures: the DIMOND approach. In: *Phys. Med. Biol.* 49, S. 997–1005.
- Tsapaki V. et al (2005): Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology. In: *Radiation Protection Dosimetry* 117 (1-3), S. 26–29.
- Tsapaki V. et al (2008): Level of patient and operator dose in the largest cardiac centre in greece. In: *Radiation Protection Dosimetry* 129 (1-3), S. 71–73.
- Vano E. et al (1998a): Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. In: *The British Journal of Radiology* 71, S. 954–960.
- Vano E. et al (1998b): Lens injuries by occupational exposure in nonoptimized interventional radiology laboratories. In: *The British Journal of Radiology* 71, S. 728–733.

- Vano E. et al (2006): Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up. In: *The British Journal of Radiology* 79, S. 383–388.
- Vano E. et al (2009): Staff Radiation Doses in interventional Cardiology: Correlation With Patient Exposure. In: *Pediatric cardiology* 30, S. 409–413.
- Vano E. et al (2010): Radiation Cataract Risk in Interventional Cardiology Personnel. In: *Radiation Research* 174, S. 490–495.
- Venneri L. et al (2009): Cancer risk from professional exposure in staff working in cardiac catheterization laboratory: insights from the National Research Council's Biological Effects of Ionizing Radiation VII Report. In: *American heart journal* 157, S. 118–124.
- Whitby M.; Martin C.J. (2005): A study of the distribution of dose across the hands of interventional radiologists and cardiologists. In: *The British Journal of Radiology* 78, S. 219–229.
- Williams J. R. (1997): The interdependence of staff and patient doses in interventional radiology. In: *The British Journal of Radiology* 70, S. 498–503.
- Wrixon A. D. (2008): New IRCP recommendations. In: *Journal of radiological protection* 28, S. 161–168.
- Zorzetto M. et al (1997): Radiation exposure to patients and operators during diagnostic catheterization and coronary angioplasty. In: *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis* 40, S. 348–351.

7. Erklärung über eigenständige Abfassung der Arbeit

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

14.11.2012

Christian Seeber

8. Lebenslauf

Persönliche Angaben

Vor- und Zuname	<u>Christian</u> Manuel Seeber
Anschrift	Waldstraße 14 04105 Leipzig
Mobil	+49 151 2687 3244
E- Mail	seeber.christian@web.de
Geburtsdatum	08.08.1986
Geburtsort	Suhl

Schulischer Werdegang

09/1993 - 07/1997	Geschwister Scholl Grundschule Königswalde
-------------------	---

08/1997 - 06/2005	Julius- Motteler Gymnasium Crimmitschau Allgemeine Hochschulreife (Abschlussnote: 1,4)
-------------------	--

Studium

10/2005 - 03/2012	Universität Leipzig, Studium der Humanmedizin
-------------------	--

	Abschluss der Ärztlichen Prüfung mit „gut“
08/2007	1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Note: Gut

01/2009	Beginn der Promotion bei Prof. Dr. med. Hagendorff (Klinik für Kardiologie des Universitätsklinikum Leipzig)
---------	---

Danksagung

08/2010

Beginn des Praktischen Jahres

1. Tertial: Anästhesie, Intensivmedizin und Notfallmedizin am Universitätsklinikum Leipzig

2. Tertial: Innere Medizin am Herzzentrum Leipzig/ Heinrich Braun Krankenhaus Zwickau.

3. Tertial: Unfall- und Visceralchirurgie am Klinikum Chemnitz

10/2011

2. Teil der Ärztlichen Prüfung

Abschlussnote: Gut

Beruflicher Werdegang

seit 04/2012

Beginn der Weiterbildung zum Facharzt für Anästhesie an der Klinik für Anästhesie und Intensivmedizin des Universitätsklinikum Leipzig

Zusätzliche Weiterbildung

Ab 10/2008

Erlernen der Grundlagen der thorakalen Echokardiographie unter Anleitung von Prof. Dr. med. Hagendorff im Echokardiographielabor der Klinik für Innere Medizin Abteilung Kardiologie am Universitätsklinikum Leipzig AöR

Mitarbeit in den Echokardiographiegrundkursen von Prof. Dr. med. Hagendorff als Tutor

9. Danksagung

Ich danke vorrangig Prof. Dr. med. Hagendorff für die Vergabe meines Dissertationsthemas, der ständigen fachlichen und organisatorischen Hilfestellung für die Erstellung und die konstruktive Kritik beim Verfassen dieser Arbeit.

Für die Bereitstellung und Einarbeitung in die Thematik der Thermolumineszenzdosimetrie danke ich den Mitarbeitern der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Kortmann. Desweiteren danke ich den Mitarbeitern der Strahlenphysik für die Einarbeitung in den Umgang mit den Thermolumineszenzdosimetern, die Kalibrierung und die Hilfestellung bei der Auswertung der Dosimeter. Insbesondere danke ich Prof. Wolf und Frau Murr für ständige Erreichbarkeit und Hilfestellung beim Lösen von Problemen mit den Dosimetern.

Für die Entwicklung des Untersuchungsalgorithmus möchte ich den Mitarbeitern der Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Kahn danken. Insbesondere danke ich Herrn Dr. Gosch für seine Hilfestellung bei der Auswertung der Datensätze.

Schließlich möchte ich allen Mitarbeitern der Abteilung für Kardiologie und Angiologie des Universitätsklinikum Leipzig unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Pfeiffer für die unkomplizierte Mitarbeit und Hilfestellung während der Untersuchungen danken. Besonderer Dank geht an alle Untersucher, namentlich Herrn Prof. Dr. med. Pfeiffer, Herrn Dr. med. Klein, Herrn Dr. med. Kühne und Herrn Dr. med. Bender, sowie allen Pflegekräften und Medizinisch Technischen Röntgenassistentinnen und –assistenten, die sich für die Messungen mit großer Geduld und Bereitwilligkeit zur Verfügung gestellt haben.